

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Eliška Mirská

SEMG objektivizace indirektivních přístupů v PNF

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Olomouc 2013

Anotace

Název práce v ČJ: SEMG objektivizace indirektivních přístupů v PNF

Název práce v AJ: SEMG objectification of indirect PNF approaches

Datum zadání: 2012-01-31

Datum odevzdání: 2013-05-17

Instituce: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Eliška Mirská

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Práce se zabývá objektivním zhodnocením indirektivních přístupů v PNF pomocí SEMG u pacientů s TEP kyčelního kloubu a zdravých probandů. Experimentální soubor tvořili pacienti časně po implantaci TEP. Kontrolní soubor tvořili probandi bez úrazu páteře a dolních končetin v anamnéze. Teoretická část práce shrnuje informace o řízení pohybu, mechanismech motorické iradiace, principech indirektivních přístupů v PNF, svalových řetězcích a změnách pohybového aparátu způsobených osteoartrózou a TEP kyčelního kloubu. V experimentální části bylo zjištěno, že při aktivitě kontralaterální dolní končetiny ve flekčních vzorcích PNF dochází k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity u pacientů s TEP kyčelního kloubu i u zdravých probandů. Výsledky ukazují na možnost aplikace indirektivních přístupů přibližně stejně účinně u pacientů s TEP a u zdravých probandů. Z našich výsledků vyplývá, že je vyšší aktivita prostřednictvím iradiace nastává u svalů kyčelního kloubu v poloze, kdy nepracují proti gravitaci. V poloze na boku svého maxima dosahovaly svaly GMA, VM, RF, VL a BF, zatímco v poloze na zádech pouze GME. V poloze na zádech (s oporou i bez opory chodidla) může být pro dosažení významně vyšší svalové aktivity (GME, GMA, TA, GL) vhodnější aktivace kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace. Pro aktivitu m. quadriceps femoris se zdá významně výhodnější zvolit polohu na boku a aktivitu druhostranné končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace. Z výsledků práce můžeme soudit, že indirektivní přístupy mohou být pro pacienty po TEP kyčelního kloubu vhodným doplňkem terapie.

Abstrakt v AJ:

The present work focuses on objective assessment of indirective approaches in PNF by SEMG on patients with a total hip arthroplasty and on a healthy control group. The treatment group consisted of patients shortly after the THA. The control group consisted of probands without a spinal or leg injury. In the theoretical part of the work we summarize the available information on movement control, mechanisms of motor irradiation, principles of indirective approaches in PNF, muscle chains and the changes in the musculoskeletal system caused by osteoarthroses and THA. It was found that during the contralateral lower limb activity in flexion PNF patterns the muscle activity is significantly increased in both the treatment and the control groups. The results indicate a possible application of the indirective approach with approximately the same efficiency with both groups. It further follows from the results that it is more efficient to influence the muscles by irradiation in a position where they do not work against the gravity. In the position on the side, the respective maximum activity was reached in the muscles GMA, VM, RF, VL and BF, whereas in the position on the back, only the GME muscle reached its maximum activity. In the position on the back (both with and without foot support), the contralateral limb activation in the flexion – abduction - internal rotation leads to a significantly higher activity in muscles GME, GMA, TA, GL. If we want to influence m. quadriceps femoris, it seems significantly better to choose the position on the side and the contralateral limb activity in the flexion – adduction - external rotation. The results of the work indicate that the indirective approaches can be a suitable therapy supplement for patients with THA.

Klíčová slova v ČJ: Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, indirektivní přístupy, povrchová elektromyografie, iradiace, osteoartróza kyčle, totální endoprotéza kyčle

Klíčová slova v AJ: Proprioceptive neuromuscular facilitation, indirect approaches, surface electromyography, irradiation, hip steoarthrosis, total hip arthroplasty

Rozsah: 88 stran včetně příloh, 7 stran příloh

Místo zpracování: V Olomouci

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně za odborného vedení Mgr. et Mgr. Petry Bastlové, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 17. května 2013

podpis

Poděkování

Děkuji Mgr. et Mgr. Petře Bastlové, Ph.D. za trpělivost, cenné rady a odborné vedení při tvorbě diplomové práce. Děkuji Mgr. Petru Novákovi za statistické zpracování výsledků. Děkuji všem probandům a fyzioterapeutům Kineziologické laboratoře FNOL za spolupráci, bez níž by tato diplomová práce nemohla vzniknout. Mé rodině a přátelům děkuji za poskytnutí podpory.

Obsah

Úvod	8
1. Teoretické poznatky	10
1.1. Řízení pohybu	10
1.1.1. Central pattern generator	10
1.1.2. Central pattern generátor pro lokomoci	11
1.1.3. Motorický systém	12
1.2. Mechanismy motorické iradiace	13
1.2.1. Mechanismy kontralaterálního tréninku síly	13
1.2.2. Efekt cross edukace	16
1.3. Kinematické řetězce	17
1.4. Proprioceptivní neuromuskulární facilitace	19
1.4.1. Vzory pro dolní končetiny	19
1.4.2. Indirektivní přístupy.....	20
1.4.3. Iradiace v proprioceptivní neuromuskulární facilitaci	20
1.4.4. Iradiace v praxi.....	21
1.5. Vliv artrózy na pohybový aparát	23
1.5.1. Stereotyp chůze při coxartróze.....	23
1.5.2. Totální náhrada kyčelního kloubu	25
1.5.3. Stereotyp chůze s totální endoprotézou kyčelního kloubu	25
1.5.4. Význam rehabilitace u TEP kyčelního kloubu	27
2. Cíle a hypotézy	29
2.1. Cíle práce.....	29
2.2. Výzkumná otázka č. 1.....	29
2.3. Výzkumná otázka č. 2.....	31
2.4. Výzkumná otázka č. 3.....	32
3. Metodika výzkumu	33
3.1. Charakteristika souboru	33
3.2. Postup měření	33
3.3. Vlastní měření	34
3.4. Úprava EMG signálu.....	37
3.5. Vyhodnocení EMG signálu.....	37

3.6.	Příprava dat pro statistické vyhodnocení	38
3.7.	Statistické zpracování	39
4.	Výsledky.....	40
4.1.	Výsledky k výzkumné otázce č. 1.	40
4.1.1.	<i>Komentář k výsledkům otázky č. 1.....</i>	<i>44</i>
4.2.	Výsledky k výzkumné otázce č. 2.	44
4.2.1.	<i>Komentář k výsledkům otázky č. 2.....</i>	<i>49</i>
4.3.	Výsledky k výzkumné otázce č. 3.	50
4.3.1.	<i>Komentář k výsledkům otázky č. 3.....</i>	<i>52</i>
5.	Diskuze.....	53
5.1.	Diskuze k metodice práce.....	54
5.2.	Diskuze k výsledkům	55
5.3.	Diskuze k výzkumné otázce číslo 1	57
5.4.	Diskuze k výzkumné otázce číslo 2.....	58
5.5.	Diskuze k výzkumné otázce číslo 3	60
5.6.	Limity práce.....	64
5.7.	Východiska pro praxi.....	64
	Závěr.....	67
	Seznam literatury.....	68
	Seznam zkratk	75
	Seznam grafů	77
	Seznam obrázků	78
	Seznam tabulek.....	79
	Seznam příloh	81
	Přílohy	82

ÚVOD

Koncept Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je mezi fyzioterapeuty hojně využíván. V této práci se zaměřujeme na využití indirektivních přístupů, jejichž podkladem je iradiace svalové aktivity do ostatních částí těla a je vhodné je využít zejména v terapii imobilizovaných a bolestivých oblastí. V současnosti jsou k dispozici studie, které prokazují účinek iradiace při cvičení kontralaterální končetiny u jedinců bez pohybových patologií (Pink, 1981, p. 1159; Németh, Steinhausz, 2008, p. 2; Sato, Maruyana, 2009, p. 189; Martynková, 2010, s. 41; Benešová a kol., 2011, s. 15).

Tato práce se zabývá možnostmi využití iradiace v PNF při terapii pacientů s totální endoprotézou (TEP) kyčelního kloubu. Pacienti s touto diagnózou budou se stárnutím populace přibývat a tvořit nemalou skupinu ve spektru diagnóz, se kterými se může fyzioterapeut ve své praxi setkat. Indirektivní přístupy by mohly být vhodným doplňkem v terapii těchto pacientů.

Úvodní kapitola shrnuje poznatky o řízení motoriky, navazuje souhrn informací o mechanismech motorické iradiace dostupných v současné literatuře. Kapitola věnovaná Proprioceptivní neuromuskulární facilitaci se zabývá principy této metody a možnostmi využití iradiace. Poslední kapitola teoretického přehledu je věnovaná osteoartróze a jejímu vlivu na pohybový aparát. Blíže se zde vyjadřujeme ke změnám v pohybových stereotypch způsobených artrózou a TEP kyčelního kloubu a souvisejícími možnostmi fyzioterapie.

Cílem předkládané práce je zhodnotit aktivitu svalů u pacientů s TEP kyčelního kloubu a probandů bez pohybových patologií při využití indirektivních přístupů PNF. Dále se zabýváme porovnáním vlivu různých poloh probanda na aktivitu svalů testované dolní končetiny při aktivitě kontralaterální dolní končetiny v různých vzorcích PNF.

K vyhledání odborných článků byl využit přístup k informačním zdrojům Univerzity Palackého v Olomouci. Nejčastěji bylo využito databází PubMed, Science Direct, EBSCO, Medvik a vyhledávače Google Scholar. Klíčová slova a slovní spojení byly například: indirect treatment, cross-education, PNF, total hip arthroplasty,

replacement, gait analysis, osteoarthritis, EMG a jejich různé kombinace. Články pro diplomovou práci byly hledány v období od ledna 2012 do dubna 2013. Celkem bylo použito 45 článků, z nichž 35 článků bylo v anglickém jazyce, 10 článků ve slovenském nebo českém jazyce. K tvorbě práce bylo také využito celkem 22 knih, 10 knih v anglickém jazyce a 12 knih v českém jazyce.

1. TEORETICKÉ POZNATKY

1.1. Řízení pohybu

Řízení pohybu je možné popsat jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení toho, co zamýšlíme (Véle, 2006, s. 73). Cílená motorika obsahuje pohyby, které mohou být charakteru volního nebo mimovolního. Obě tyto složky jsou při každé svalové činnosti neoddelitelné. Cílený pohyb jednou končetinou je možný pouze tehdy, když jsou všechny části těla udržovány ve vhodné poloze (Králíček, 2011, s. 91). Motorický systém se učí tím, že pracuje. Pomocí synaptické plasticity se výkon opakováním zlepšuje (Barrett et al., 2009, p. 307).

Motorická aktivita kosterních svalů má dvojí původ. Vzniká na reflexním podkladě, anebo z generátorů vzorců pohybu (central pattern generátor - CPG). Reflexní aktivita je odpovědí na podráždění receptorů somatosenzorického systému, kde neuronální obvody centrálního nervového systému (CNS) fungují jako centrum reflexního oblouku (Králíček, 2011, s. 91; Véle, 2006, s. 79; Astwood, MacKay, 1989, p. 324; Smith et al., 1996, p. 116). Činnost svalů může být také spuštěna endogenní vzruchovou aktivitou neurální sítě CNS, která funguje jako tzv. generátor vzorce pohybu, tedy bez stimulace periferními smyslovými orgány (Králíček, 2011, s. 91).

1.1.1. *Central pattern generator*

Central pattern generátor je neuronální síť zodpovědná za autonomní časování a spouštění pohybových sekvencí (Atwood, MacKay, 1989, p. 326). CPG vyžaduje jistý aktivační signál z jiných oblastí CNS, protože generátor není schopen pracovat spontánně, jelikož nervové buňky jsou jiné než peacemakerovové (Králíček, 2011, s. 170). Vzorec produkovaný CPG označujeme jako centrální motorický program. Ten může být relativně jednoduchý, například u rytmických pohybů jako je lokomoce, nebo velmi složitý u cílených volních pohybů (Králíček, 2011, s. 91). Motorický program je zakotvený v rámci CNS v několika úrovních. Specifické úrovně přesných svalových synergií jsou vybrané a určené dynamickými parametry (Atwood,

MacKay, 1989, p. 324). Paralelní organizace motorického systému umožňuje nadřazeným centřům přizpůsobit způsob práce obvodů na úrovni míchy a současně téměř nezávisle kontrolovat rozsáhlejší funkce. Obraz hlavy, těla a končetin obsahuje každá součást motorického systému a tím umožňuje individuální představu o vlastním těle. Adaptace těchto obrazů probíhá od jedné kontrolní úrovně k druhé (Orth, 2009, s. 16). Motorické synergie aktivují sadu motorických jednotek i vzdálených svalů, které fungují dohromady pro vykonání specifického úkolu (Atwood, MacKay, 1989, p. 326).

1.1.2. Central pattern generátor pro lokomoci

Lokomoce nevyžaduje vědomou kontrolu z mozkové kůry, celý pohyb je výsledkem spuštění připraveného vzorce neuronální aktivity, který označujeme jako centrální motorický program. (Králíček, 2011, s. 107). Brown uvádí, že vzorec pro chůzi je centrálního míšního původu. Sherrington a Philippon doplňují důležité poznatky o významu aferentního vstupu pro řízení chůze (in Duysens et al., 2013, p. 2).

Krokový cyklus začíná flexí končetiny a pak následuje extenze a takto se celý cyklus opakuje, tento cyklus zůstává zachován i při poškození senzorních nervů (Guyton, 2000, p. 682; Latash, 2008, p. 224). Rytmická reciproční činnost dvou antagonistických skupin, na níž je založen lokomoční pohyb může probíhat bez zpětnovazebné signalizace z periferie a nemá tedy reflexní charakter (Králíček, 2011, s. 107). Při získání aferentních informací z dolní končetiny, je tento mechanismus ještě složitější (Guyton, 2000, p. 682). Přestože lokomoce není reflexní, je aferentace z proprioceptorů důležitá. Pokud je vyřazena, lokomoční cyklus je zpomalen. Proto se soudí, že jejím úkolem je úprava motorického programu tak, aby byl sladěn s terénem. (Králíček, 2011, s. 107).

Flexorový reflex je základním stavebním kamenem centrálního nervového systému a je označován jako reflex kráčející (stepping) končetiny. Při absenci podpory (kroky ve vzduchu), rytmická aktivita pokračuje, což pro Sherringtona byl argument, že extenzorový tah není nezbytným faktorem v reflexním kroku (in Duysens et al., 2013, p. 1). Nicméně, pro extenzorové synergie jsou požadavky velmi odlišné. Extenzorová synergie vyžaduje zatížení končetiny (Duysens et al., 2013, p. 2).

Ivanenko uvádí, že daný podnět nevyvolá vždy stejné reakce stejných svalů. To naznačuje, že se jedná o vysoce adaptabilní reakce v závislosti na prostředí a stavu centrálního nervového systému. Pro rychlost flexorového reflexu je velmi důležité potlačení činnosti. Například, pokud ve stejné fázi končetiny dojde ke kontaktu s nociceptivním stimulem, může být končetina rychle skrčena (in Duysens et al., 2013, p. 5).

Generátor vzorce lokomočního pohybu je umístěn ve spinální míše a to pro každou končetinu samostatně. Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, je aktivita všech generátorů navzájem koordinována. (Králíček, 2011, s. 107). Z oblasti středního mozku přichází stimulace k činnosti generátoru (Grafton, Hamilton, 2007, p. 320). Mesencefalická lokomoční oblast spouští pohyb a určuje i charakter lokomoce (Latash, 2008, p. 223).

1.1.3. Motorický systém

Složky úmyslného pohybu mohou být kinetické nebo statické. Kinetické dělíme na volní, které zajišťuje kortex a pyramidová dráha a mimovolní zajištěné neostriatem a neocerebelem. Mezi statické složky řadíme mimovolní, které jsou zajištěné paleostriatem, archicerebellem, substantia reticularis mozkového kmene a spinální míchou (Trojan et al., 2005, s. 52). Kontrola pohybu vzrůstá od svalů, přes míchu až po kortex spolu s komplexností řídicích procesů (Grafton, Hamilton, 2007, p. 591).

Motorický systém má periferní část, která zahrnuje motorické jednotky a interneurony v předních rožích míšních (Dylevský, 2009, s. 39).

Řízení motoriky probíhá také na subkortikální úrovni zahrnující mozkový kmen, retikulární formaci a mozeček, thalamická jádra a bazální ganglia (BG) (Dylevský, 2009, s. 39). Mozkový kmen má význam především pro pohyby v uzavřených řetězcích (Orth, 2009, s. 16). Retikulární formace nastavuje excitabilitu míšních motoneuronů (Véle, 2006, s. 87). Mozečkové hemisféry se podílejí na optimalizaci a sledování pohybů vedených smyslovou zpětnou vazbou (Koukolík, 2000, s. 173; Guyton, Hall, 1997, p. 463). Thalamická jádra se projíkájí recipročně do stejné korové oblasti, ze které dostávají informace (Druga a kol., 2011, s. 82). Činnost BG má podíl na volbě správných svalů, které mají provést pohyb určený premotorickou kůrou (Koukolík, 2000, s. 172).

Nervové mechanismy na kortikální úrovni, které jsou podkladem volního pohybu, můžeme rozdělit do několika po sobě jdoucích fází, kterých se účastní: parietální (asociační) korová oblast (BA 5, 7), prefrontální korová oblast, doplňková (suplementární) motorická korová oblast (M2, SMA), premotorická korová oblast (BA 6) a primární motorická oblast (M1, BA 4) (Kralíček, 2011, s. 123). Některé neurony v BA 5 se zabývají cílením rukou směrem k objektu a manipulací s ním, zatímco některé neurony v BA 7 se zabývají koordinací ruka-oko (Barrett et al., 2009, p. 313). Prefrontální area úzce spolupracuje s motorickým kortexem na plánování složitých vzorů a pohybových sekvencí (Guyton, Hall, 2000, p. 717). SMA má topografickou organizaci pro kontrolu funkce motoriky, ale ne tak přesnou jako M1 (Guyton, Hall, 2000, p. 686; Barrett et al., 2009, p. 313). Premotorická kůra, bazální ganglia, thalamus, a primární motorická kůra tvoří komplexní systém pro kontrolu složitých vzorů koordinované svalové činnosti. (Guyton, Hall, 2000, p. 686). Volní pohyb není možné provést bez činnosti M1 a jeho jemné a přesné řízení není možné bez nižších oblastí mozku (Trojan et al., 2005, s. 60).

1.2. Mechanismy motorické iradiace

Termínem motorická iradiace popisujeme bilaterální kortikospinální aktivity, vyskytující se během jednostranného pohybu, u kterého je pravděpodobné, že bude těmito cestami zprostředkován (Cernacek, 1961 in Hendy et al., 2012, p. 96). Již v roce 1984 bylo objeveno, že je možné posílit svaly bez jejich přímého tréninku (Scripture et al., 1894 in Lee et al., 2009, p. 802) takzvaným „kontralaterálním tréninkem síly“ nebo „cross edukací“ vyskytující se v opačných homologních svalech (Scripture et al., 1894 in Hendy et al., 2012, p. 95; Enoka, 2002, p. 413). Obecně se předpokládá, že cross edukace nastává jako následek nervové adaptace, avšak přesné mechanismy zabezpečující cross edukaci síly vyžadují další zkoumání.

1.2.1. Mechanismy kontralaterálního tréninku síly

Existují dva různé mechanismy, jak může síla v opačné, netrénované končetině vzrůst. Prvním možným mechanismem přenosu síly na kontralaterální končetinu je

jednostranný trénink síly, který může způsobit „přelévání“ nervového řízení na netrénovanou stranu, kde vyvolá adaptaci v řídicím systému pro druhou končetinu. Druhým mechanismem může být neuromuskulární adaptace. Oba efekty se mohou podílet na míře účinnosti kontralaterálního tréninku síly (Carroll et al., 2006, p. 1516). Ze současné dostupné odborné literatury není možné určit konkrétní mechanismus cross edukace v CNS (Hendy et al., 2012, p. 95). Místa adaptace, která se mohou účastnit cross edukace, mohou být zhruba rozdělena na svaly, míchu, subkortex a kortex.

Svalové mechanismy

Při tréninku síly dochází ve svalech k adaptaci projevující se hypertrofií, zvýšením enzymatické koncentrace a složení kontraktálních proteinů, což přispívá ke zvýšení síly v trénovaném svalu (Folland, Williams, 2007 p. 150). Studie zkoumající jednostranný trénink dosud neprokázaly žádnou z těchto periferních adaptací v kontralaterální netrénované končetině, proto je pravděpodobné, že roli v cross edukaci hrají jiné mechanismy než svalové (Lee et al., 2009, p. 802; Hendy et al., 2012, p. 96).

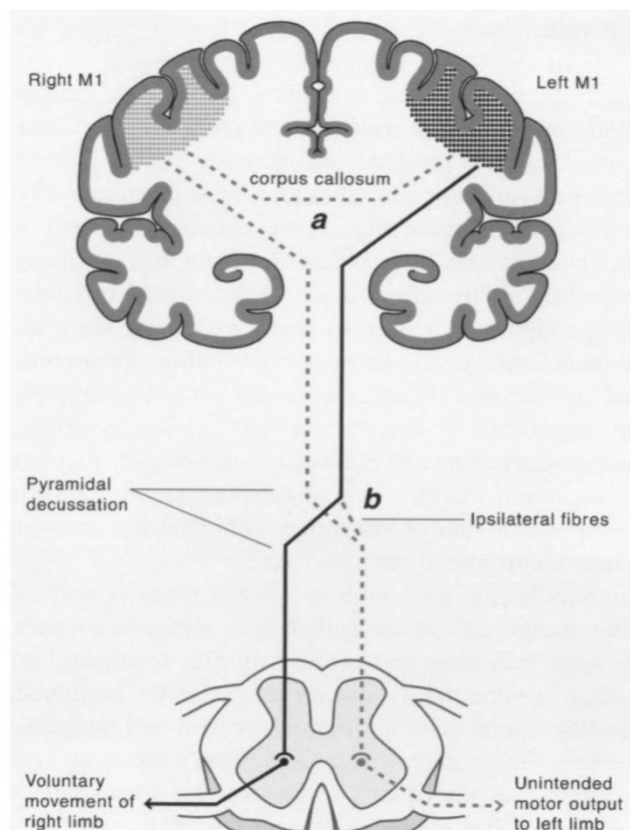
Spinální mechanismy

V míše je komplexní síť nervových vláken, které ovlivňují motorický výstup jak reflexní aktivací na motoneuronech, tak i modulací sestupných příkazů (Carroll et al., 2006, p. 1517). Tyto okruhy vytvářejí motorické řízení agonistů, synergistů a antagonistů a tím ovlivňují schopnost vytvářet sílu. Základní aktivita (jako inhibiční a excitační účinek) mnoha okruhů byla identifikována, avšak stále toho moc nevíme o regulaci těchto akcí závislých na jednotlivém úkolu a o roli složitějších polysynaptických obvodů (Carrollet al., 2006, p. 1517). Existují důkazy o tom, že adaptace míšního okruhu se objeví po tréninku síly, ale současná věda nedokáže určit konkrétní spinální okruhy (Carroll et al., 2011, p. 136). Hoffmannův reflex (H-reflex) je elektricky vyvolaný reflex, který se běžně používá ke kvantifikaci účinnosti aferentní 1A motoneuronové dráhy. Rozdíly v odezvě H-reflexu nemohou být připisovány pouze spinálním mechanismům, protože kortikální a aferentní vstupy ovlivňují vzrušivost motoneuronů, H-reflex tedy může být ovlivněn i presynaptickým vstupem (Palmieri et al., 2004, p. 274).

Kortikální a subkortikální mechanismy

Dlouhotrvající jednostranný trénink vyvolal kombinaci zvýšení excitability a snížení inhibice v nervových strukturách inervujících kontralaterální netrénovanou končetinu, což může působit jako primární mechanismus zodpovědný za přírůstek síly v netrénované končetině (Hendy et al., 2012, p. 97). Některé studie uvádějí, že pro cross edukaci mohou být využity komplexní horizontální hemisférické spoje, které mohou hrát roli v zachování nervových funkcí během imobilizace (Hendy et al., 2012, p. 95). V průběhu jednostranné kontrakce jsou ke stimulaci opačných kontralaterálních homologních svalů použity komplexní interhemisferické spoje a ipsilaterální kortikospinální vlákna z primárního motorického kortexu (M1) (Carroll et al., 2006, p. 1519). Ukázalo se, že hemisférické spoje skrze corpus callosum pravděpodobně přispívají k motorické iradiaci. Komplexní horizontální spoje mezi pravou a levou M1 mohou hrát roli při přenosu excitační aktivity a redukce inhibiční aktivity z aktivního motorického kortexu k neaktivnímu motorickému kortexu (viz obrázek č. 1, str. 16, označeno písmenem **a**), což popisujeme jako „přelévající“ efekt (Hendy et al., 2012, p. 97). Kromě hemisférických spojů mohou hrát roli v cross edukaci i ipsilaterální kortikospinální cesty (viz obrázek č. 1, str. 16, označeno písmenem **b**). Je známo, že malá část (přibližně 10 – 15 %) kortikospinálních vláken se nekříží v míše, ale jsou určité nejasnosti ohledně role těchto ipsilaterálních vláken v procesu motorické iradiace. Excitace ipsilaterálními cestami na netrénované svaly skrze nezkřížená kortikospinální vlákna může přispět k motorické iradiaci a získání síly pomocí cross edukace (Hendy et al., 2012, p. 97). Zdá se, že motorická aktivita v pasivní končetině závisí na velikosti podráždění pohyblivé končetiny (Cernacek, 1961 in Hendy et al., 2012, p. 96).

Obrázek 1: *Mechanismus motorické iradiace (upraveno dle Hendy et al., 2012, p. 96)*



1.2.2. Efekt cross edukace

Velikost cross edukace zjištěná různými studiemi je velmi rozdílná, zvýšení kontralaterální síly jednostranným tréninkem síly je od 3 % po 77 % (Hendy et al., 2012, p. 95). Tréninkové metody s vyšší intenzitou produkují při cross edukaci více síly, většina studií používá kontrakční intenzitu 60 % maximální volní kontrakce a větší (Hendy et al., 2012, p. 95). Trénink velkou silou (nebo zrychlením) vytváří adaptaci v motorickém kontextu ipsilaterální trénované končetiny (Koeneke et al., 2006, p. 8). Zvýšení volní aktivity v netrénované končetině ukazuje, že jednostranný trénink síly způsobuje nárůst řízení v netrénovaných svalech (Lee et al., 2009, p. 803).

Je nerealistické očekávat, že by cross edukace sama o sobě měla být efektivnější než trénink konkrétní končetiny. Cross edukace může být prospěšná v situacích, kdy s poškozenou končetinou nelze cvičit, například při imobilizaci po operačním výkonu. Cross edukace tedy může vytvářet další výhody v kombinaci s „přímým“ tréninkem postižené končetiny (Lee et al., 2009, p. 807). Trénink zdravé končetiny vytváří

nervové adaptace, které facilitují motorické výstupy v kontralaterální poškozené končetině.

I krátký čas imobilizace způsobí významnou ztrátu funkce poškozené končetiny, která pak často vyžaduje výrazně delší čas rehabilitace pro návrat funkce (Suetta et al., 2009, p. 1177). Jednostranný trénink je možné využít pro přenos síly do neaktivních svalů pomocí cross edukace jako prevenci atrofie a ztráty síly (Hendy et al., 2012, p. 95). Předpokládá se, že úbytek nervových přenosů v neaktivní svalové skupině může přispívat ke snížení síly, především v časné fázi imobilizace, avšak přímé důkazy k podpoře těchto tvrzení nejsou uspokojivé (Facchini et al., 2002, p. 372). Jestliže nervové adaptace jsou opravdu zodpovědné za časný úbytek svalové funkce po imobilizaci, může být cross edukace prostředkem ke snížení tohoto škodlivého efektu, protože přispívá k zachování funkční kapacity kortikospinální cesty inervující imobilizovanou končetinu (Hendy et al., 2012, p. 98).

1.3. Kinematické řetězce

Kinematické řetězce dělíme na otevřené (open kinematic chains, OKC) a uzavřené (closed kinematic chains, CKC). Existuje mnoho způsobů definice otevřených a uzavřených řetězců. Již v roce 1995 uvedl Steindler, že o uzavřený řetězec se jedná v případě, kdy se setká distální segment s dostatečně velkým odporem proti pohybu. Distální část otevřeného řetězce je volná. V uzavřeném řetězci dochází k jinému náboru svalů. Kontrahují se jak agonisté koncentricky, tak antagonisté excentricky (Steindler, 1955 in Dvořák, 2005, s. 14).

Dle Krobota (1997, pp. 7 – 8) v otevřeném pohybovém řetězci pro horní končetinu představuje trup punctum fixum a akrum punctum mobile, v uzavřeném pohybovém řetězci je tomu naopak.

Otevřený pohybový řetězec Vařeka charakterizuje možností změnit postavení v jednom kloubu bez změny postavení v kloubech ostatních. Pro uzavřený řetězec platí, že změna postavení v jednom kloubu je možná pouze za změny postavení v dalších kloubech (Vařeka, 2002, s. 125).

Dvořák definuje otevřený řetězec stejně jako Vařeka a přidává upřesnění, že pohyb nemusí být v distálním kloubu. Uzavřený řetězec můžeme charakterizovat jako

kinematický pár, kde jsou oba konce pevně fixovány (Dvořák, 2005, s. 13). Pojmy uzavřeného a otevřeného pohybového řetězce jsou jen mezními situacemi při přechodu jednoho řetězce do druhého a je obtížné stanovit mezi nimi přesné hranice (Dvořák, 2005, s. 14).

Při cvičení v OKC jsou izolovaně zapínány konkrétní svaly, při cvičení v CKC pracují svaly v kokontrakci a tím se zvyšuje stabilita kloubu (Fehr et al., 2006, p. 56). Pokud se v otevřeném řetězci, volná ruka nebo noha setká s odporem, změní se řetězec na uzavřený a dochází k jinému náboru svalů, jak koncentrické kontrakci agonistů, tak excentrické kontrakci antagonistů. Pohyb v CKC si vynutí spoluúčast dalších svalů mimo akce agonisty pro daný pohyb (Dvořák, 2005, s. 14).

Po zvládnutí aktivit v CKC, které vytvářely posturální předpoklady pro všechny motorické činnosti, se uplatní pohyby v OKC, které jsou teleologicky zaměřené (Dvořák, 2005, s. 19). Vyspělé cílené pohyby v OKC jsou tedy derivátem CKC, pokud jde o pohyb v jediném kloubu. Ostatní jsou tímž pohybovým programem stabilizovány, a tak i když se segmenty nepohybují, jsou součástí motorického plánu (Dvořák, 2005, s. 20). Pokud má dojít k pohybu terminálního segmentu v OKC, je situace jasná. V případě pohybu v proximálnějších kloubech dojde k fixaci všech segmentů distálně od tohoto kloubu (Dvořák, 2005, s. 20). Zvládnutí cvičení v CKC je nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí fungujících otevřených řetězců (Dvořák, 2005, s. 21). Přiměřenou stabilitu kloubu, jako předpoklad efektivního pohybu lze tedy získat převážně v CKC (Dvořák, 2005, s. 21). K tvorbě náhradních a proto zpravidla neplnohodnotných pohybových programů vede pochopitelně i vrozená či získaná strukturální patologie pohybového systému (Dvořák, 2005, s. 19).

Součástí vyspělé motoriky je pak schopnost nastavovat konfiguraci řetězců tak, aby mohly být využívány ad hoc jako otevřené i uzavřené a jedny přecházet v druhé (Dvořák, 2005, s. 19). Obecně se soudí, že cvičení v CKC je vhodné jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech či operacích na dolních končetinách. Názor se opírá o skutečnost, že dolní končetiny jako orgán lokomoce fungují v zátěži převážně v rámci CKC a kokontrakční aktivita svalstva se uplatňuje pro stabilizaci nosných kloubů. Při normální chůzi je poměr CKC ku OKC 65:35, při sprintu je komponenta uzavřeného řetězce pouze 10% (Dvořák, 2005, s. 20).

1.4. Proprioceptivní neuromuskulární facilitace

Metoda PNF využívá k terapii spirální pohyb, který je v souladu s topografickým uspořádáním svalů (Kofotolis et al., 2005, p. 1). K facilitaci pohybu se používá: manuální kontakt, odpor pohybu, slovní stimulace, zrakové stimulace, trakce, aproximace a protažení. Manuálním kontaktem terapeut stimuluje receptory v kůži pacienta a tlakem na sval pomáhá jeho lepší aktivaci. Manuální kontakt též slouží k jasnějšímu vedení pacienta pomocí odporu do směru pohybu, případně dopomoci pacientovi s pohybem, pokud ho není schopen provést. Manuální odpor je používán ke stimulaci neuromuskulárního systému a propriocepce (Adler et al., 2008, p. 6). Odpor je stimul pro větší svalovou kontrakci, při cvičení proti odporu dochází k lepším motorické kontrole pohybu. Při pohybu proti odporu je aktivováno více motorických jednotek a tím zvyšována svalová síla. Proti maximálnímu odporu je také dosaženo preciznějšího pohybu tím, že dojde k práci v uzavřeném kinematickém řetězci. Odpor musí být vždy citlivě volen dle konkrétního pacienta. Při slovní stimulaci je důležité používat jasné a přesné instrukce, kterým pacient rozumí. Opakovaná slovní instrukce je používána ke zvýšení pacientova úsilí. Pacient pohledem doprovází pohyb pro jeho lepší kontrolu a případnou korekci (Adler et al., 2008, p. 13).

1.4.1. Vzory pro dolní končetiny

Vzory PNF pro dolní končetiny se používají při dysfunkci v oblasti pánve a dolních končetiny, způsobené oslabením svalů, poruchami koordinace a omezením rozsahu pohybu. Vzory dolních končetin se využívají v léčbě funkčních problémů při běžné chůzi a chůzi po schodech, zapojení trupu při chůzi. Kyčel a kotník se pohybují ve společných synergistických vzorcích. Koleno se pohybuje z flexe do extenze nebo obráceně, či zůstává bez pohybu. Dolní končetina (DK) se pohybuje v rovině úhlopříčky s plynulou rotací v celém pohybu. Ve standardním časování nejdříve probíhá pohyb prstů, nohy, kotníku a potom ostatní klouby společně v rozsahu pohybu. Pohyby dolními končetinami můžeme provádět v různých polohách: v lehu na zádech, na boku či na břiše, v krátkém či dlouhém sedu, na čtyřech či ve stoji dle schopností

pacienta a využití vlivu gravitace. Názvy vzorců jsou odvozeny od pohybů prováděných v kyčelním kloubu.

Vzor flexe – abdukce - vnitřní rotace začíná v protažení dolní končetiny, stehno musí být umístěno přes střední čáru. Pokračujeme protažením laterálních flexorů trupu a dolní končetiny. Bederní páteř musí zůstat v neutrálním postavení. Důležitá je vnitřní rotace v kyčli. V hlezenním kloubu nastává pohyb do dorsální flexe s everzí. Provádíme trakci femuru během pohybu (Adler et al., 2008, p. 122).

Při vzorci flexe - addukce - zevní rotace současně dochází k aktivitě dorsiflexorů a invertorů hlezenního kloubu. Při praktickém provedení na začátku pohybu nepřetáčíme pánev, odporujeme extenzi kolene v celém rozsahu pohybu. Pohyb končí zevní rotací v kyčli, ne pouze inverzí chodidla (Adler et al., 2008, p. 131).

1.4.2. Indirektivní přístupy

Odpor proti pohybu na zdravé končetině produkuje kontrakci svalů v imobilizované kontralaterální končetině. Zvýšením množství odporu se zvýší množství a rozsah svalové odpovědi. Změna odporovaného pohybu nebo postavení pacienta změní i výsledky. Terapeut upravuje množství odporu a typ svalové kontrakce dle stavu pacienta a cíle léčby. Vzhledem k tomu, že každý pacient reaguje rozdílně, není možné dát návod, jak velký odpor aplikovat nebo který pohyb odporovat. Na základě posouzení výsledků léčby může terapeut určit nejlepší využití odporu, iradiace, a posílení (Adler et al., 2008, p. 9). Podkladem indirektivních přístupů je efekt iradiace.

Největší efekt při použití indirektivních přístupů má pacient, pokud odporujeme silné pohyby nebo vzory. Maximální posílení nastane, když pacientovy silné končetiny pracují v kombinaci se slabými. Použitím pečlivě vedené iradiace může terapeut oslovovat postižené končetiny nebo klouby bez rizika zvýšení bolesti nebo zranění (Adler et al., 2008, p. 43).

1.4.3. Iradiace v propioceptivní neuromuskulární facilitaci

Fenomén iradiace byl prvně popsán Scripture et al. z biomechanického pohledu je snaha o funkční mechanickou stabilitu (Grzebellus a Schäfer, 1998 in Németh,

Steinhausz, 2008, p 2). Teorie iradiace je založená na biomechanických poznatcích, kdy k aktivitě vzdálených svalů dochází díky jejich stabilizační funkci.

Iradiaci definujeme jako šíření odpovědi na stimulaci. Iradiace může být pozorována jako zvýšená facilitace (kontrakce) nebo inhibice (relaxace) v synergických svalech a vzorech pohybu (Adler et al., 2008, p. 7). Odpověď vzroste, když stimul zvýší intenzitu nebo dobu trvání (Sherrington 1947 in Adler, p. 7). Kabat napsal, že odpor proti pohybu, který produkuje iradiaci a šíření svalové činnosti, se vyskytuje ve specifických vzorcích (in Adler et al., 2008, p. 7).

Iradiace je jednou z možností, jak navodit izometrickou kontrakci v imobilizovaných segmentech. Iradiace může být efektivní a důležitá, pokud je cílem rehabilitačního programu zlepšit funkci svalů na imobilizované a bolestivé kontralaterální dolní končetině v časně pooperační fázi (Németh, Steinhausz, 2008, p. 1). Iradiací dochází k facilitaci synergistických pohybových vzorců. Iradiace svalové aktivity je nepřímý způsob, jak navodit izometrickou kontrakci ve svalech imobilizované končetiny. Pomocí iradiace se dá předejít snížení počtu motorických jednotek, a tím svalové atrofii svalů imobilizované končetiny (Benešová a kol., 2011, s. 18).

Pro iradiaci můžeme využít různých vzorů PNF pro dolní končetiny, protože práce silných svalů na nohou produkuje iradiaci do slabších svalů jinde v těle (Adler et al., 2008, p. 118). Poloha pacienta v kombinaci s mírou odporu bude ovlivňovat míru iradiace, kterou můžeme použít k posílení nebo mobilizování jiné části těla prostřednictvím svalových řetězců. (Adler et al., 2008, p. 118)

1.4.4. Iradiace v praxi

Jedna z prvních dostupných studií o iradiaci se zabývala měřením svalové aktivity m. pectoralis major, m. infraspinatus, m. latissimus dorsi při cvičení kontralaterální horní končetiny ve flekčních i extenčních vzorcích II. diagonály PNF pro horní končetinu (Pink, 1981, p. 1158). Pink (1981, p. 1161) ve své studii došla k zjištění, že m. pectoralis major se ve flekčním i extenčním vzorci zapojuje stejně významně. Rozdíl je v zapojení m. infraspinatus, který se lépe aktivuje při flekčním vzorci. M. latissimus dorsi je více aktivován při extenčním vzorci PNF kontralaterální končetiny. Při iradiaci z periferie, v porovnání s iradiací z druhostranné

končetiny, dosahují svaly pletence ramenního vyšší izometrické aktivity. Kontralaterální končetinou je lépe ovlivněn pouze m. trapezius p. transverza. Iradiace z periferie je účinnější, je však možné, že pro bolestivost při maximálních odporech bude vhodnější použít iradiaci z kontralaterální končetiny (Benešová a kol., 2011, s. 19).

Další studie se zabývaly významem polohy měřené dolní končetiny pro její aktivaci při kontralaterální aktivitě ve vzorcích PNF. Németh a Steinhausz se zabývali aktivitou kontralaterálního m. gluteus medius a její závislostí na výchozí poloze. Byly použity flekční vzorce I. a II. diagonály na dolní končetině s flexí i extenzí kolenního kloubu. Zjistili, že míra iradiace je závislá na poloze měřené končetiny (Németh, Steinhausz, 2008, p. 1). Abdukční postavení na měřené dolní končetině a flexe v kyčli na cvičené dolní končetině měly výrazně větší efekt iradiace. Vzorec s flexí v koleni indukoval větší svalovou aktivitu než extenční povedení (Németh, Steinhausz, 2008, p. 4). Bylo prokázáno, že PNF diagonála s vnitřní rotací v kyčli má silnější efekt na všechny svaly druhostranné končetiny (Arai, 2001 in Németh, Steinhausz, 2008, p. 2). Devine et al. prokázali, že míra aktivace necvičeného m. rectus femoris není významně ovlivněna polohou necvičeného kolenního kloubu při izometrické aktivitě kontralaterálního agonisty nebo antagonisty. Významně vyšší aktivita vastus medialis byla prokázána při 10° flexi v kolenním kloubu při aktivitě kontralaterálního agonisty (Devine et al., 1981, p. 898).

Martynková se ve své diplomové práci zabývala iradiací z dolní kontralaterální a ipsilaterální končetiny na svaly ramenního pletence. Měření bylo prováděno v poloze lehu na boku, v kvadrupedální pozici a v pozici sed-stoj. Prokázala, že došlo k významnému zvýšení aktivity téměř všech svalů v poloze leh na boku a v kvadrupedální pozici. Neaktivovaly se pouze svaly pletence ramenního a trupu, které byly v synergistickém vztahu s aplikovanými vzorci I. diagonály PNF na dolních končetinách. Svaly, u nichž se aktivita zvýšila, pracovaly v koaktivaci a měly efekt na stabilizační funkci. Vzorec extenze-abdukce-vnitřní rotace na ipsilaterální dolní končetině byl v kvadrupedální pozici účinnější než flekční vzorec. Vzorec flexe-abdukce-vnitřní rotace na kontralaterální dolní končetině dosahoval v poloze leh na boku vyšší hodnoty svalové aktivity než flekční vzorec na ipsilaterální končetině (Martynková, 2010, s. 64).

1.5. Vliv artrózy na pohybový aparát

Osteoartróza (OA) je komplexní biologické a mechanické selhávání kloubu. Dochází při ní k úbytku kloubní chrupavky, subchondrální skleróze a postiženy jsou také všechny tkáně kloubu, přilehlé svaly, šlachy i vazy (Gallo, 2011, s. 107). Na podkladě přetěžování zdravé tkáně nebo normálního zatěžování tkáně poškozené dochází k prvním změnám na chrupavce (Gallo, 2007, s. 17). Celý proces začíná abnormálním stresem, který může být akutního nebo chronického charakteru a vede k poškození či ubývání chrupavky. Protože chrupavčitá tkáň neobsahuje nociceptory, může degenerace chrupavky dosáhnout vysokého stupně, aniž by pacient pocítil nějaké omezení (Hertling, Kesser, 2006, p. 48).

Změna pohybového stereotypu způsobená změnou aferentace z kloubu probíhá bez účasti kortikálního řízení a proto si jí člověk neuvědomuje (Gallo, 2007, s. 51). Při poranění dochází k narušení mechanické a neuromuskulární stabilizace kloubu projevující se změnou kinematiky kloubu a recidivou zranění s progresí degenerativních změn (Benešová, 2011, s. 14). Artróza kyčelního kloubu může úzce souviset s obezitou, artrózou kolenních kloubů, nociceptivním drážděním funkčně propojených částí těla a svalovou dysbalancí v oblasti kyčelního kloubu a břišních svalů (Gallo, 2007, s. 52).

V počátečních fázích léčby OA podáváme analgetika a snažíme se ovlivnit chůzi a životosprávu tak, abychom zmírnili bolest a omezili vznik dalších poškození pohybového aparátu. Při progresi degenerativních změn se může bolest natolik zvýšit, že ji není možné ovlivnit perorálními analgetiky a mohou nastat pohybové problémy. V tomto stadiu onemocnění je na řadě chirurgická implantace TEP (Ewen et al., 2012, p. 1).

1.5.1. Stereotyp chůze při coxartróze

Degenerativní onemocnění začíná již ve chvíli, kdy je pacient nucen zaujímat nefyziologickou pozici, přetěžovat svalový, vazivový a pohybový aparát (Gúth, 2007, p. 66). Abnormální zatížení kloubu, způsobené změnou stereotypu chůze, se podílí na zahájení a progresi osteoartrózy (Foucher, Wimmer, 2012, p. 61). Při progresi

onemocnění používají pacienti s osteoartrózou (OA) kyčelního kloubu často antalgický typ chůze. Chůze může být ovlivněna bolestí, svalovou slabostí, změnou propiocepce či aferentace z mechanoreceptorů nebo omezením rozsahu pohybu. Ze současných poznatků není možné určit, co ovlivňuje změnu chůze nejvíce. Změna pohybového stereotypu odlehčuje kyčelní kloub, ovlivňuje mobilitu v dolní části zad a klouby dolních končetin (Illyes, Kiss, 2005, p. 2). Na straně OA dochází k snížení maximální volní síly, rychlosti zapojení svalů a snížení zátěže (Suetta et al., 2007, p. 945).

Mechanoreceptory (Paciniho, Ruffiniho a Golgiho tělíška) a volná nervová zakončení, která poskytují aferentní informace z kloubů, nacházíme je v jamce, hlavici femuru, vazech a v labru kyčelního kloubu. Zkoumáním hustoty nervových zakončení u zdravých osob a osob s artrózou bylo zjištěno, že u zdravých probandů bylo výrazně více volných nervových zakončení. Několik klinických studií zjistilo spojitost mezi počtem mechanoreceptorů a nedostatečností propioceptivního systému, ale jen málo literatury se zabývá vlivem koncentrace mechanoreceptorů na artrózu kyčelního kloubu (Moraes et al., 2011, p. 1).

Posturografická studie zkoumající vliv propiocepce ukázala, že při jednostranné OA kyčelního kloubu ve stádiu konzervativní léčby nedochází k významné změně posturální rovnováhy u pacientů s tímto onemocněním v porovnání s referenční skupinou. Nestabilita je úměrná bolesti způsobené coxartrózou (Missaoui et al, 2008, p. 451).

Pacienti s OA mají oproti zdravým jedincům signifikantně sníženou rychlost chůze. Při vyšetření symetrie kroku (délka kroku, šířka kroku a trvání swing fáze) nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly u zdravých jedinců a u probandů s jednostrannou OA (Illyes, Kiss, 2005, p. 5). To mohlo být způsobeno krátkými kroky nebo kompenzací v jiných kloubech. V porovnání s jinými studiemi je délka kroku kratší, chůze pomalejší a kadence vyšší (Illyes, Kiss, 2005, p. 7).

Délka kroku pacientů s OA je signifikantně kratší v porovnání s délkou kroku zdravých probandů (Illyes, Kiss, 2005, p. 5). Významný rozdíl byl pozorován také mezi nepostiženou a postiženou končetinou u pacientů s OA při měření velikosti flexe v kyčli a rotace pánve. Signifikantní rozdíl byl také mezi skupinou pacientů s OA a zdravými jedinci, když byly porovnány kloubní parametry nedominantní končetiny s nepostiženou končetinou u zdravých probandů a nedominantní končetinu zdravých probandů s postiženou OA (Illyes, Kiss, 2005, p. 5).

1.5.2. Totální náhrada kyčelního kloubu

S prodlužováním délky života se zvyšuje počet pacientů, kterým je implantována totální endoprotéza kyčelního kloubu (Jasvinder, 2011, p. 84). Totální náhrady kloubu dnes patří mezi nejčastější ortopedické operace (Sosna et al., 2001, s. 102) a významná většina je indikována na podkladě artrózy (Sosna, et al., 2001, s. 96). V roce 2002 bylo ve Spojených státech provedeno 170 000 náhrad kyčelních kloubů, odhaduje se 43% nárůst zákroků za deset let (Rooks et al., 2006, p. 701). Ve Francii provedli v roce 2001 přibližně 100 000 totálních endoprotéz kyčlí (Dauty et al., 2007, p. 462). Od první totální náhrady kyčelního kloubu v roce 1891 se výzkumem a pokrokem v technologii zdokonalila operační technika (Knight et al., 2011, p. 74).

Hlavním cílem operace je snížení bolesti a zlepšení funkčních schopností pacienta. Pohybová aktivita třikrát týdně udržuje kondici pro chůzi a zabraňuje zhoršení zdravotního stavu (nemoci oběhového systému, diabetes, osteoporóza) a tím přechodu na sedavý způsob života, který dále zhoršuje stav pacienta. Zlepšení chůze vede ke snížení závislosti na pomoci a vyšší kvalitě života (Dauty et al., 2007, p. 462).

Při operaci jsou extirpovány tkáně, které jsou zdrojem i jiných než bolestivých afekcí, a to okolo krčku, hlavice a jamky a celé kloubní pouzdro. Tyto změny je třeba pacientovi vysvětlit, protože se již nemůže spolehnout na aferentaci z kloubu. Pokud se rána dobře hojí, nemá pacient kromě bolesti z rány žádné bolesti z oblasti operovaného kloubu, který mu předtím signalizoval přetížení či poškození (Macek, 2007, p. 95).

1.5.3. Stereotyp chůze s totální endoprotézou kyčelního kloubu

Implantace TEP kyčelního kloubu je prováděna s cílem zmírnit bolesti a zlepšit funkci a pohyblivost kyčelního kloubu. Nicméně některé studie ukázaly, že pro pacienty s TEP je obtížné znovu získat fyziologický vzor chůze i po několika letech od operace (Nankaku et al., 2007, p. 550). Foucher, Wimmer a Ewen et al. ve svých studiích zjistili, že kontralaterální změny v chůzi (zvýšená addukce a snížený rozsah flexe) hodnocené v předoperačním období přetrvávají i v měření jeden rok po operaci (Foucher, Wimmer, 2012, p. 63; Ewen et al., 2012, p. 1).

Foucher a Wimmer uvádějí abnormální kinetiku a kinematiku kontralaterální kyčle a kolene po jednostranné implantaci TEP. Mohou se vyskytovat asymetrické

pohyby v oblasti pánve a kolen, které kompenzují snížení rozsahu pohybu v kyčli (Illyes, Kiss, 2005, p. 7). Rozsah pohybu reflektuje stupeň poškození kloubu (Nankaku et al., 2007, p. 553). Illyes a Kiss (2005, p. 7) prokázali, že při snížení rozsahu pohybu postiženého kyčelního kloubu se snižuje i rozsah ipsilaterálního kolenního kloubu. Ewen et al. (2012, p. 3) naměřili u zdravých probandů rozsah flexe - extenze v°kyčli mezi 31,2° a 51° a u pacientů po TEP mezi 23,1° a 40,7°. Snížení rozsahu v kyčli při kroku může mít příčinu v bolesti, svalové slabosti nebo poškození měkkých tkání.

Společnou poruchou chůze u pacientů s osteoartrózou a pacientů po implantaci TEP kyčelního kloubu je nadměrné boční naklánění trupu směrem k postižené straně (Nankaku et al., 2007, p. 550). Pacienti s TEP mají často abnormální pohyby trupu i pánve, kterými při chůzi kompenzují funkční změny (např. oslabení abduktorů kyčle, omezený rozsah pohybu) (Nankaku et al., 2007, p. 553). Sklon trupu k postižené končetině může být důsledkem oslabených abduktorů kyčle a kompenzací pro udržení rovnováhy těla ve frontální rovině (Nankaku et al., 2007, p. 550). Tento pohyb je také využíván pro snížení bolesti, protože snižuje tlak v kyčelním kloubu, ale po čase může vést k patologickým změnám v koleni a hlezenním kloubu (Nankaku et al., 2007, p. 550). Tato změna v chůzi podporuje rychlejší kloubní degeneraci na kontralaterální končetině a tím zvyšuje riziko OA (Foucher, Wimmer, 2012, p. 61). Studie prokázala, že po prvotní implantaci TEP kyčle byl nejčastěji následně nahrazen kontralaterální kolenní kloub. Při komplexní rehabilitaci je důležité věnovat pozornost i neoperované končetině. Snížení jejího zatížení je důležité jako prevence vzniku OA (Foucher, Wimmer, 2012, p. 64).

Kompenzace oslabených abduktorů po TEP úklonem trupu může vést ke zvýšené energetické náročnosti chůze, proto by cvičební program po TEP měl klást důraz na posílení abduktorů kyčle (Nankaku et al., 2007, p. 554). Opakované epizody zvýšeného úsilí v rámci kompenzace poškození vedou k významným funkčním změnám a postupem času rovněž k přestavbě tkání autochtonní muskulatury (Krobot, 1997, p. 6).

Testování u pacientů po deseti letech od implantace TEP, u kterých se neočekávala bolest, ukázalo snížení rozsahu flexe - extenze a délky kroku. To může být způsobeno zbytkovou svalovou slabostí (Ewen et al., 2012, p. 5). Slabost svalů kyčelního a kolenního kloubu může snížit schopnost chůze po schodech a šikmých plochách (Nankaku et al., 2007, p. 554).

1.5.4. Význam rehabilitace u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu

Vzhledem k předpokladu, že normální vzor chůze podporuje optimální zdraví kloubů (Foucher, Wimmer, 2012, p. 61), je pro spolehlivou funkci endoprotézy velmi důležitá stabilita pánve, která závisí na dokonalé souhře svalových skupin (Mikula, 2002, p. 9). Správné pohybové stereotypy mají pro správnou a dlouhodobou funkci endoprotézy zásadní význam (Mikula, 2002, p. 10).

Výsledek chirurgické léčby závisí do značné míry na fyzioterapii prováděné po zákroku (Stryla et al., 2013, p. 33). Doporučuje se použít tlumení bolesti, aby se zlepšila spolupráce pacienta na urychlení rehabilitace (Sharma et al., 2009, p. 1400). Tělesná aktivita spolu s rehabilitací snižuje riziko pooperačních komplikací (Stryla et al., 2013, p. 37). Obnovení pacientovy plné nezávislosti v každodenním a profesním životě po TEP kyčelního kloubu je nejlepší test správně provedené rehabilitace (Stryla et al., 2013, p. 33). Podle klinických pozorování je pacient po TEP aktivní po 3-4 měsících, i když literatura udává 5-6 měsíců (Stryla et al., 2013, p. 34). Fyzioterapeutická intervence přímo souvisí s celkovými náklady na péči, které byly menší, než se očekávalo (Freburger, 2000, p. 448; Vincent et al., 2006, p. 466).

Existují velké rozdíly v rehabilitaci po TEP, které pramení z nedostatku EBM studií (Sharma et al., 2009, p. 1400). Typy cvičení a jejich trvání závisí na schopnostech jednotlivých pacientů. Je důležité, aby všechny procesy doprovázející pacientovu rehabilitaci v předoperačním i pooperačním období představovaly řadu logických rozhodnutí. Nesprávně vybrané cvičení a/nebo cvičení zavedené příliš brzy může zpomalit zlepšování. Při rehabilitaci je potřeba počítat s určitou slabostí a zvýšenou únavností (Sosna a kol., 2003, s. 30).

Během prvního pooperačního týdne volíme izometrická a izotonická cvičení. Používá se i cvičení s druhostrannou končetinou pro přenos síly na končetinu operovanou a začíná se nacvičovat chůze a ADL s využitím pomůcek (Bitar et al., 2005, p. 59). Během druhého pooperačního týdne se začíná pracovat na rychlosti a kontrole chůze. Klade se důraz na nezávislost pacienta a jeho pohyb (Bitar et al., 2005, p. 59). Pacient by se měl vyvarovat pohybům do addukce, zevní rotace a flexe nad 90°, které by mohly způsobit luxaci kyčelního kloubu. Sedat by si měl na vysoké pevné židle (Stryla et al., 2013, p. 35).

Břišní a gluteální svaly, zejména m. gluteus maximus, táhnou pánev do retroverze. Naopak erektory páteře a m. iliopsoas táhnou pánev do anteverze. Při výrazném zkrácení a hypertonu m. iliopsoas dochází až ke vzniku flekční kontraktury kyčle (Mikula, 2002, p. 11). Během rehabilitace se zaměřujeme na tonizaci m. quadriceps femoris a gluteálních svalů, stereotyp flexe, abdukce a extenze kyčelního kloubu po TEP (Macek, 2007, p. 95).

Aktivace posturálních svalů (m. tensor fascia latae a hamstringy) je čtyřikrát větší než aktivace fázických svalů (m. gluteus maximus a medius), proto tyto svaly posilujeme čtyřikrát více než hamstringy a m. tensor fascia latae. Fyziologický poměr aktivity abduktorů a adduktorů je 1:3. Adduktory není nutno posilovat, spíše provádíme jejich aktivní inhibici, jelikož mají tendenci ke zkrácení a hypertonu (Mikula, 2002, p. 10). Pro terapii artrotických kloubů se využívá techniky PNF, která ovlivňuje svalové souhry v okolí kloubu (Gallo, 2007, s. 52).

V současné době je na některých pracovištích možné využít například i terapii v posturografu. Na základě studie Missaoui et al. objektivizované posturografem je zřejmé, že během dvou týdenní rehabilitace se medioplantární rozptyl i asymetrie zatížení končetin významně snížila. Konfidenční elipsa se mezi 12. a 27. dnem po operaci významně zmenšila. Ve stejné době došlo ke statisticky významnému zlepšení rychlosti chůze, svalové síly a nezávislosti (Missaoui et al, 2008, p. 450). To naznačuje, že odpovídající rehabilitace může pomoci pacientům s TEP získat dobrou rovnováhu.

S rekreačním sportem se doporučuje začínat až šest měsíců po operaci, nedoporučují se kontaktní sporty a prudší starty. Je důležité myslet na to, že při každém pohybu dochází k nepatrnému opotřebením kontaktních ploch i nejdokonalejší endoprotézy (Sosna a kol., 2003, s. 58).

2. CÍLE A HYPOTÉZY

2.1. Cíle práce

Cíl č. 1:

*Sledovat aktivitu svalů testované dolní končetiny při aktivitě ve flekčních vzorcích PNF kontralaterální dolní končetiny a porovnat ji u **zdravých jedinců a u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu (TEP).***

Cíl č. 2:

*V různých testových polohách porovnat aktivitu svalů testované DK při aktivitě flekčních vzorců PNF kontralaterální DK u pac s TEP kyčelního kloubu **v různých polohách.***

Cíl č. 3:

*Porovnat rozdíl ve svalové aktivitě testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci **flexe – abdukce – vnitřní rotace** a vzorci **flexe – addukce – zevní rotace** u pacientů s TEP kyčelního kloubu.*

2.2. Výzkumná otázka č. 1.

Je aktivita svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve flekčních vzorcích PNF stejná ve všech polohách u zdravých jedinců (kontrolní soubor) a u pacientů s TEP kyčelního kloubu (experimentální soubor)?

H₀1: *Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace** v poloze na zádech s oporou chodidla.*

H₀2: *Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace** v poloze na zádech s oporou chodidla.*

H₀₃: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na zádech bez opory chodidla.**

H₀₄: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na zádech bez opory chodidla.**

H₀₅: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na necvičeném boku s oporou chodidla.**

H₀₆: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na necvičeném boku s oporou chodidla.**

H₀₇: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na necvičeném boku bez opory chodidla.**

H₀₈: Nemá statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na necvičeném boku bez opory chodidla.**

2.3. Výzkumná otázka č. 2.

Je aktivita svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve flekčních vzorcích PNF pro dolní končetiny v různých polohách stejná u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu (experimentální soubor)?

H₀₉: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-abdukce-vnitřní rotace**.

H₀₁₀: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na neoperovaném boku s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-abdukce-vnitřní rotace**.

H₀₁₁: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-abdukce-vnitřní rotace**.

H₀₁₂: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-abdukce-vnitřní rotace**.

H₀₁₃: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-addukce-zevní rotace**.

H₀₁₄: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na neoperovaném boku s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-addukce-zevní rotace**.

H₀₁₅: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-addukce-zevní rotace**.

H₀₁₆: U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla** při použití vzorce PNF **flexe-addukce-zevní rotace**.

2.4. Výzkumná otázka č. 3

Je aktivita svalů testované dolní končetiny u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu (experimentální soubor) ve stejných polohách srovnatelná při aktivitě druhostranné končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace?

H₀17: U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na zádech s oporou chodidla**.

H₀18: U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na zádech bez opory chodidla**.

H₀19: U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na boku s oporou chodidla**.

H₀20: U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na boku bez opory chodidla**.

3. METODIKA VÝZKUMU

3.1. Charakteristika souboru

Experimentální soubor tvořilo 15 probandů s TEP kyčle průměrně 14,13 (SD = ± 2,67) dní po operaci. 9 mužů a 6 žen, průměrný věk 61,13 let (SD= ±10,79) a s průměrným BMI 26,61 (SD= ±3,42). Všichni probandi byli v době měření hospitalizováni na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc.

Kontrolní soubor obsahoval 14 probandů bez úrazu dolních končetin v anamnéze, pacienti byli hospitalizováni na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc pro poškození horní končetiny. Z toho 6 mužů a 8 žen, průměrný věk 55,5 let (SD= ±10,11) a s průměrným BMI 28,21 (SD= ±4,39).

3.2. Postup měření

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v pracovní době v období říjen 2012 až březen 2013. Pro všechny probandy byl průběh měření vždy stejný, měření prováděla stále stejná osoba ve stejné místnosti za použití stejných pomůcek a přístrojů.

Všichni probandi byli podrobně seznámeni s postupem a důvodem měření. Po řádném vysvětlení a zodpovězení případných dotazů podepsali informovaný souhlas (viz příloha č. 1, str. 82). Následovalo odebrání osobní anamnézy: jméno, rok narození, váha, výška, úrazy na dolních končetinách, jiné úrazy či operace, pohybová aktivita. Probandi kontrolní skupiny, bez úrazu na dolních končetinách, byli dále dotazováni pouze na důvod hospitalizace (viz příloha č. 2, str. 83). Probandi experimentálního souboru byli dále dotazováni na: datum operace, operační pracoviště, operační přístup, typ náhrady, indikace k operaci, vrozené vývojové vady kyčelního kloubu, bolest před operací, bolest v den měření, otok, jizvu, datum odstranění stehů, pomůcky pro lokomoci (viz příloha č. 3, str. 84).

3.3. Vlastní měření

Místo pro nalepení elektrod bylo pro snížení kožního odporu a lepší přilnutí samolepících elektrod očištěno abrazivní pastou, otřeno vlhkým ručníkem a poté vytřeno do sucha. Amplitudu signálu ovlivňují vlastnosti tkání mezi svalem a elektrodou, čím silnější je tuková vrstva, tím menší je amplituda signálu (Lamontagne, 2001 in Krobot, Kolářová, 2011, s. 19). Elektrody byly umístěny těsně vedle sebe na střed svalového břicha, paralelně s průběhem svalových vláken. Elektrody nesmí být umístěny přes inervační zónu, protože by docházelo k nulování amplitudy signálu (Krobot, Kolářová, 2011, s. 20). Střed svalu byl ověřen palpací při jeho izometrické aktivitě. Referenční elektrodu umísťujeme na místa s nízkou elektrickou aktivitou, jako jsou kostní prominence (Krobot, Kolářová, 2011, s. 22), zvolili jsme umístění na spina iliaca anterior superior měřené končetiny. Poté byly na elektrody připnuty příslušné svody.

Měřeny byly tyto svaly:

- m. gluteus medius (GME)
- m. gluteus maximus (GMA)
- vastus medialis (VM)
- rectus femoris (RF)
- vastus lateralis (VL)
- m. biceps femoris (BF)
- m. tibialis anterior (TA)
- gastrocnemius lateralis (GL)

Před samotným měřením bylo volní kontrakcí otestováno všech osm svalů a zkontrolován elektromyografický EMG signál v příslušných svodech, zda neobsahuje viditelné artefakty. Poté byly zesilovače zafixovány náplastí.

Probandi byli nejdříve testováni v poloze leh na zádech s oporou chodidla (viz obrázek č. 2, str. 36), poté v poloze na zádech bez opory chodidla (viz obrázek č. 3, str.

36), následovala poloha na neoperovaném boku s oporou chodidla (viz obrázek č. 4, str. 36) a na závěr jsme volili polohu na neoperovaném boku bez opory chodidla (viz obrázek č. 5, str. 36). Pořadí poloh bylo v průběhu testování obou souborů dodrženo. Nejdříve byla zvolena poloha na zádech pro větší komfort pacienta a jednodušší nácvik diagonál PNF. V dané pozici jsme nejdříve testovali polohu s oporou chodidla pro lepší a jednodušší přechod do polohy bez opory chodidla získané pouhým odstraněním podložky a případným odsunutím lehátka.

Poloha v lehu na zádech s oporou chodidla

Proband zaujal polohu v lehu na zádech. Hlava byla položena v ose páteře a podložena polštářem do nulového postavení ve všech směrech, horní končetiny ležely volně podél těla. Pomocí goniometru byla dolní měřená končetina nastavena do lehké semiflexe (25° flexe v kyčelním kloubu, 30° flexe v kolenním kloubu, 10° dorsální flexe v hlezenním kloubu) s opřením o podložku, nebyla ani rotována, ani abdukována. Pro udržení této pozice byl vložen overball pod koleno. Svody na m. gluteus maximus byly obloženy smotanými prostěradly, abychom zamezili případným artefaktům při snímání SEMG záznamu. Druhá polovina pánve byla lehce podložena polštářem, aby byly spiny ve stejné výši od lehátka a pacient se cítil stabilně. Neměřená dolní končetina byla před zahájením aktivity ponechána volně podél těla.

Poloha v lehu na zádech bez opory chodidla

Tato poloha je modifikací předchozí, byla pouze odstraněna podložka, o níž se opíralo chodidlo měřené DK.

Poloha v lehu na boku s oporou chodidla

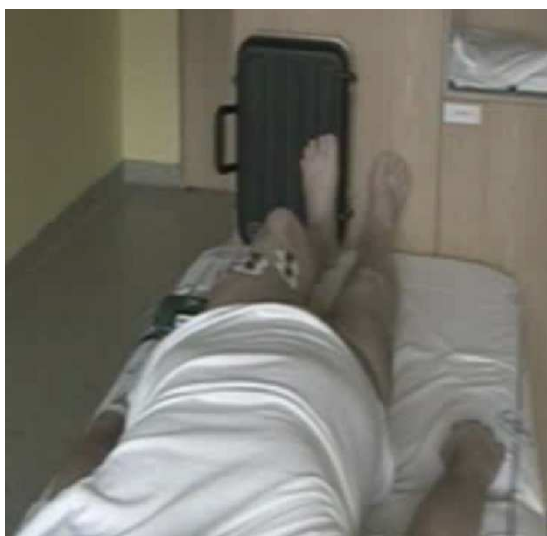
Proband zaujal polohu v lehu na neměřeném boku, spodní dolní končetina byla nastavena do trojflexe (90° flexe v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu). Svrchní dolní končetina byla pomocí goniometru nastavena do 25° flexe v kyčelním kloubu, 30° flexe v kolenním kloubu, 10° dorsální flexe v hlezenním kloubu s opřením o podložku tak, aby pata byla v linii se středem ramenního a kyčelního kloubu. Svrchní dolní končetina byla vypodložena do 0° abdukce hranolem, bez rotace položena do konkrétní polohy. Spodní horní končetina byla umístěna dlaní pod hlavu. Svrchní

horní končetina byla nastavena do opory před tělo. Hlava byla umístěna v prodloužení těla bez záklonu, úklonu a rotace a vypodložena polštářem.

Poloha v lehu na boku bez opory chodidla

Tato poloha je modifikací předchozí polohy, byla pouze odstraněna podložka, která se dotýkala chodidla měřené DK.

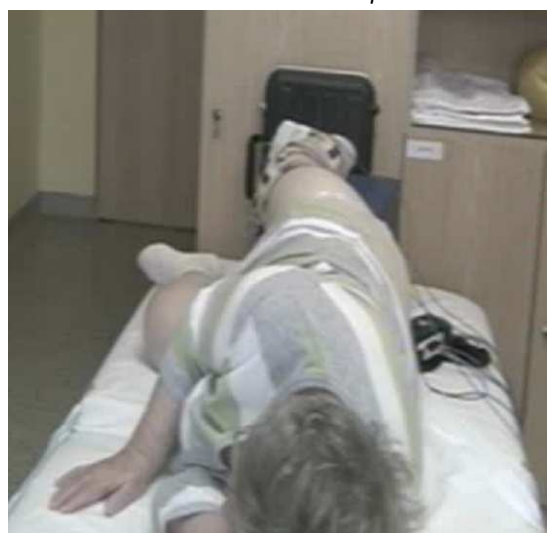
Obrázek 2: *Poloha na zádech s oporou chodidla*



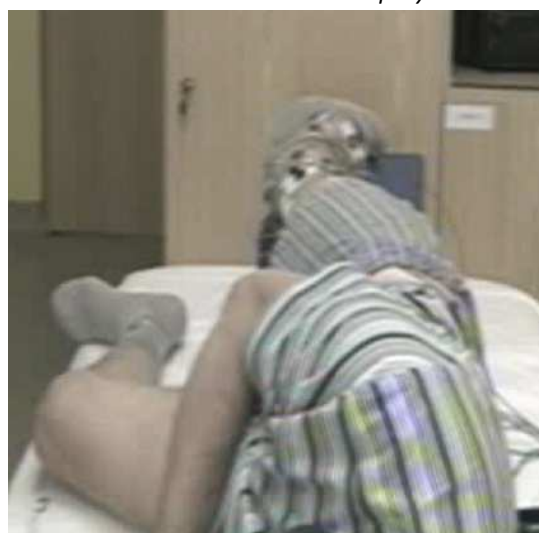
Obrázek 3: *Poloha na zádech bez opory chodidla*



Obrázek 4: *Poloha na boku s oporou chodidla*



Obrázek 5: *Poloha na boku bez opory chodidla*



V každé testové poloze byla třikrát měřena, dobu deseti sekund, klidová svalová aktivita před vlastním měřením. V plně relaxovaném svalu by neměla být na EMG zřetelná svalová aktivita, tento signál je označován jako základní, šum je daný kvalitou

zesilovače, podmínkami snímání a aktivitou okolí, která by neměla přesahovat 10-15 μV (Konrad, 2005, p. 23).

Poté následoval nácvik vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace pomocí techniky rytmické iniciace. Vlastní měření probíhalo v témže vzorci pomocí techniky opakovaných kontrakcí. Měření probíhalo ve fázi maximální kontrakce. Byly měřeny 3 maximální volní kontrakce proti odporu terapeuta trvající 10 sekund, oddělené 50 sekundovým trvajícím odpočinkem. Během odpočinkové fáze končetina volně ležela přibližně v trojflexi na podložce v poloze na zádech, nebo na lehátku v poloze na boku).

Následoval nácvik vzorce flexe-addukce-zevní rotace přibližně v trojflexi, v takovém místě, kde pacient dokázal vyvinout největší sílu. Pak byly měřeny 3 maximální volní kontrakce o déle 10s proti odporu s 50 sekundovým odpočinkem mezi jednotlivými kontrakcemi. Během odpočinku končetina volně ležela přibližně v trojflexi (na noze terapeuta v poloze na zádech, na lehátku v poloze na boku). Další poloha byla získána odstraněním podložky pod chodidlem probanda, případně posunutím lehátka a postup se opakoval. V polohách na netestovaném boku se postupovalo analogicky.

3.4. Úprava EMG signálu

Ke zpracování EMG záznamu byl použit software Noraxon MyoResearch – XP1.08 Master Edition. Ze surového EMG signálu byly nejdříve odstraněny artefakty způsobené srdeční činností pomocí funkce EKG redukce. Dále byl signál rektifikován a vyhlazen pomocí funkce smoothing, k vyhlazení byl použit algoritmus RMS (Rootmean square) s okénkem 500 ms.

3.5. Vyhodnocení EMG signálu

V záznamu klidové aktivity byly hodnoceny 6 sekundové kontrakce (4 – 10 s, 14 – 20 s, 24 – 30 s) pomocí funkce Standart analysis. V záznamech aktivity při cvičení ve vzorcích PNF bylo vždy vyhodnocováno posledních 6 sekund maximální

kontrakce. Při detailním sledování záznamu byl vytvořen koncový marker těsně před počátkem klesání svalové aktivity. Nejlépe byla změna pozorovatelná v m. biceps femoris, pokud klesání aktivity nebylo v m. biceps femoris jednoznačné, bylo určeno podle jiných svalů. Počáteční marker jsme získali odečtením 6s. Křivka mezi markery byla analyzována pomocí funkce Standart analysis. Výsledek pro každou kontrakci byl samostatně exportován do programu Microsoft Office Excel 2007. Záznamy byly dále zpracovávány.

3.6. Příprava dat pro statistické vyhodnocení

Pro porovnání záznamů je nutné naměřené hodnoty vztáhnout k předem stanovenému údaji. Tento proces nazýváme normalizace signálu (Latash, 1998, p. 49). EMG signál je možno vztáhnout k maximální volní kontrakci (Konrad, 2005, p. 35) či aktivační hodnotě, která se vypočítá jako průměrná hodnota klidové svalové aktivity plus její dvě směrodatné odchylky (Krobot, Kolářová, 2011, s. 29). V naší studii byl použit druhý způsob normalizace dat.

Nejdříve byl pro každého pacienta vytvořen sešit aplikace Microsoft Office Excel 2007. Na každý list byl exportován z programu Noraxon MyoResearch – XP1.08 Master Edition záznam jednoho pokusu měření v určitém pohybu a v konkrétní poloze. Na první list byly vygenerovány tabulky průměrných klidových hodnot a směrodatné odchylky každého pokusu. Z klidové aktivity byly spočítány také aktivační hodnoty (AH), které jsou dány součtem klidové aktivity a dvou směrodatných odchylek. Dále byla vypočtena průměrná svalová aktivita v jednom měření (3 opakování v jedné pozici). Data byla normalizována vztažením k aktivační hodnotě, vydělením průměrné aktivity aktivační hodnotou. Tato data (násobky aktivační hodnoty) byla uspořádána do tabulky (viz příloha č. 4, str. 85 - 88). Pro statistické zpracování byla vytvořena tabulka, kde v jednotlivých řádcích byly násobky AH pro každý sval v každé poloze pro jednoho pacienta. Tyto údaje byly statisticky zpracovány.

3.7. Statistické zpracování

Statistické zpracování proběhlo v programu R 2.13.0. Použili jsme Shapiro-Wilkův test na ověření normality dat. Zjistili jsme, že v mnoha případech data normální rozdělení nemají. Proto jsme pro testování zvolili neparametrický Wilcoxonův test, který porovnává dva výběry na základě pořadí pozorovaných hodnot a nevyžaduje normalitu dat. Pro aplikaci běžně používaného t-testu bychom museli mít větší počet měření nebo data s normálním rozdělením.

Nejdříve bylo párovým Wilcoxonovým testem zjištěno, zda se svalová aktivita během druhostranného cvičení významně zvýšila oproti aktivační hodnotě. Testovali jsme nulovou hypotézu, že se svalová aktivita při cvičení s druhostrannou končetinou nezmění oproti klidové hodnotě, samostatně pro experimentální soubor a kontrolní soubor. Alternativní hypotéza byla, že aktivita během aplikace PNF vzorců bude významně vyšší oproti klidové.

V první výzkumné otázce jsme porovnávali násobky aktivační hodnoty u experimentálního souboru a kontrolního souboru pomocí dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Dvouvýběrový test byl zvolen, protože porovnáváme dvě nezávislé skupiny pacientů. Nulovou hypotézu, že obě skupiny mají shodné rozdělení, jsme testovali proti alternativě, že svalová aktivita u experimentálního souboru je významně nižší.

Pro druhou výzkumnou otázku, porovnávací aktivaci svalů u experimentálního souboru ve vybraných polohách, byl zvolen párový Wilcoxonův test. Porovnávali jsme vždy dvě polohy vůči sobě. Hodnoty svalové aktivity v obou polohách byly měřeny vždy na stejných pacientech, jsou tedy závislé a bylo potřeba použít test párový. Testovali jsme nulovou hypotézu, že pro každý z daných svalů je svalová aktivita (násobky aktivační hodnoty) v obou testovaných polohách stejná, proti oboustranné alternativě, že v jedné z testovaných poloh je svalová aktivita vztažená k aktivační hodnotě větší.

Ve třetí výzkumné otázce jsme porovnávali vliv aktivity kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace ve stejné poloze. Jako u předchozí otázky jsme použili Wilcoxonův párový test a testovali jsme nulovou hypotézu s oboustrannou alternativou.

4. VÝSLEDKY

4.1. Výsledky k výzkumné otázce č. 1.

Je aktivita svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve flekčních vzorcích PNF stejná ve všech polohách u zdravých jedinců (kontrolní soubor) a u pacientů s TEP kyčelního kloubu (experimentální soubor)?

Výzkumná otázka obsahovala 8 statistických (nulových) hypotéz ($H_01 - H_08$).

Hypotézu **H₀₁** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na zádech s oporou chodidla.**“

Nelze zamítnout na hladině spolehlivosti 0,05 (viz tabulka č. 1, str. 40).

Tabulka 1: Porovnání mediánů násobků aktivací hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
kontrolní	7,460	5,171	5,247	4,078	5,324	13,981	4,282	2,946
TEP	5,314	8,137	4,616	2,865	9,104	13,719	3,808	4,161
p =	0,5767	0,8551	0,3415	0,1551	0,8741	0,3736	0,3574	0,6742

Legenda k tabulce č. 1: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₂** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na zádech s oporou chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps femoris, pars rectus femoris ve prospěch alternativy, že aktivita tohoto svalu je u kontrolního souboru vyšší (viz tabulka č. 2, str. 41).

Tabulka 2: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
Kontrolní	3,355	3,547	7,247	6,865	4,945	22,840	2,483	3,435
TEP	3,349	3,617	4,197	3,499	4,408	10,938	2,811	4,729
p =	0,6264	0,7477	0,0668	0,0115	0,2954	0,4572	0,4402	0,6426

Legenda k tabulce č. 2: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₃** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na zádech bez opory chodidla.**“

Nelze zamítnout na hladině spolehlivosti 0,05 (viz tabulka č. 3, str. 41).

Tabulka 3: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
Kontrolní	8,951	4,605	4,933	3,967	7,558	35,607	9,963	5,906
TEP	7,421	5,436	4,948	2,377	4,883	21,924	6,938	5,681
p =	0,1768	0,7874	0,3258	0,0580	0,1086	0,1883	0,4066	0,5257

Legenda k tabulce č. 3: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₄** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na zádech bez opory chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps femoris, pars vastus medialis, rectus femoris, vastus lateralis ve prospěch alternativy, že aktivita těchto svalů je u kontrolního souboru vyšší (viz tabulka č. 4, str. 42).

Tabulka 4: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
Kontrolní	4,300	4,437	6,871	5,043	8,315	65,974	7,164	2,703
TEP	5,035	4,913	4,706	2,137	3,868	25,460	4,939	2,850
p =	0,4066	0,6264	0,0060	0,0025	0,0046	0,1006	0,4233	0,3900

Legenda k tabulce č. 4: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₅** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na necvičeném boku s oporou chodidla.**“

Nelze zamítnout na hladině spolehlivosti 0,05 (viz tabulka č. 5, str. 42).

Tabulka 5: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
Kontrolní	5,825	4,123	3,325	2,483	2,465	30,428	2,866	4,157
TEP	5,139	9,887	4,622	3,399	3,595	28,469	2,273	4,502
p =	0,2663	0,9272	0,8994	0,8551	0,8649	0,5934	0,4233	0,6264

Legenda k tabulce č. 5: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₆** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na necvičeném boku s oporou chodidla.**“

Nelze zamítnout na hladině spolehlivosti 0,05 (viz tabulka č. 6, str. 43).

Tabulka 6: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
kontrolní	4,353	6,117	7,932	6,924	5,698	22,946	1,484	2,485
TEP	3,465	6,548	11,225	5,559	8,260	17,818	3,237	2,347
p =	0,1259	0,8343	0,7477	0,2002	0,6742	0,3104	0,8649	0,3900

Legenda k tabulce č. 6: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₇** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-abdukce-vnitřní rotace v poloze na necvičeném boku bez opory chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps femoris, pars rectus femoris ve prospěch alternativy, že aktivita tohoto svalu je u kontrolního souboru vyšší (viz tabulka č. 7, str. 43).

Tabulka 7: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
kontrolní	7,937	13,937	7,379	7,666	6,464	47,200	3,472	4,220
TEP	4,392	10,110	5,860	4,552	5,011	26,349	3,676	2,060
p =	0,0613	0,4743	0,0930	0,0010	0,1768	0,1768	0,6100	0,2290

Legenda k tabulce č. 7: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₈** ve znění: „Není statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů testované DK u experimentálního a kontrolního souboru při izometrické kontrakci svalů kontralaterální dolní končetiny v průběhu PNF vzorce **flexe-addukce-zevní rotace v poloze na necvičeném boku bez opory chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius, m. quadriceps femoris, pars rectus femoris a pro m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis ve prospěch alternativy, že aktivita těchto svalů je u kontrolního souboru je vyšší (viz tabulka č. 8, str. 44).

Tabulka 8: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
kontrolní	5,214	7,310	14,164	13,637	12,475	37,587	3,056	6,140
TEP	2,913	7,815	9,881	7,870	10,386	22,879	2,475	2,070
p =	0,0089	0,7746	0,3574	0,0315	0,3104	0,3415	0,4572	0,0385

Legenda k tabulce č. 8: kontrolní – kontrolní soubor, TEP – experimentální soubor, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

4.1.1. Komentář k výsledkům otázky č. 1

V první otázce jsme se zabývali rozdílem EMG aktivity při cross edukaci u pacientů po TEP kyčelního kloubu a u probandů bez pohybové patologie na DKK. U vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace není statisticky významný rozdíl v aktivaci v poloze na zádech při opoře chodidla i bez opory chodidla a v poloze na boku s oporou chodidla. U vzorce flexe – addukce – zevní rotace není statisticky významný rozdíl v pouze v jedné ze čtyř poloh a to na boku s oporou chodidla.

Čtyři z osmi hypotéz ukazují, že u pacientů s TEP kyčelního kloubu dochází ke statisticky významnému snížení aktivity testovaných svalů. Ve všech čtyřech signifikantních výsledcích dochází k významné změně aktivace m. quadriceps femoris, pars rectus femoris. V polohách bez opřeného chodidla dochází při použití vzorce flexe – addukce – zevní rotace i u dalších svalů k významně nižší aktivaci. V poloze na boku bez opory chodidla dochází k nejnižší aktivaci i u VM a VL. V poloze na boku bez opřeného chodidla je kromě RF méně aktivní i GL.

4.2. Výsledky k výzkumné otázce č. 2.

Je aktivita svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve flekčních vzorcích PNF pro dolní končetiny v různých polohách stejná u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu (experimentální soubor)?

Výzkumná otázka obsahovala 8 hypotéz ($H_09 - H_{016}$).

Hypotézu **H₀₉** ve znění: „*U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na zádech s oporou a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe-abdukce-vnitřní rotace.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. biceps femoris, m. tibialis anterior ve prospěch alternativy, že se aktivita svalů významně lišila. V poloze bez opory chodidla byla aktivita vyšší (viz tabulka č. 9, str. 45).

Tabulka 9: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOB	5,314	8,137	4,616	2,865	9,104	13,719	3,808	4,161
ZVB	7,421	5,436	4,948	2,377	4,883	21,924	6,938	5,681
p =	0,2524	0,5245	0,3894	0,5894	0,2293	0,0256	0,0413	0,0554

Legenda k tabulce č. 9: ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₀** ve znění: „*U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na neoperovaném boku s oporou a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe-abdukce-vnitřní rotace.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps, pars rectus femoris ve prospěch alternativy, že se aktivita významně lišila. V poloze bez opory chodidla byla aktivita vyšší (viz tabulka č. 10, str. 45).

Tabulka 10: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze neoperovaném boku s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
BOB	5,139	9,887	4,622	3,399	3,595	28,469	2,273	4,502
BVB	4,392	10,110	5,860	4,552	5,011	26,349	3,676	2,060
p =	0,0730	0,3894	0,0946	0,0479	0,0730	0,4887	0,0833	0,0730

Legenda k tabulce č. 10: BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₁** ve znění: „*U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe-abdukce-vnitřní rotace.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis a m. biceps femoris ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. V poloze s opřeným chodidlem byla vyšší aktivita sval m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis. V poloze bez opory chodidla. Byla vyšší aktivita m. biceps femoris (viz tabulka č. 11, str. 46).

Tabulka 11: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOB	5,314	8,137	4,616	2,865	9,104	13,719	3,808	4,161
BOB	5,139	9,887	4,622	3,399	3,595	28,469	2,273	4,502
P =	0,0637	0,6788	0,4212	0,4887	0,0479	0,0054	0,2078	0,9341

Legenda k tabulce č. 11: ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₂** ve znění: „*U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe-abdukce-vnitřní rotace.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius, m. tibialis anterior a m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. V poloze na zádech byla aktivita vyšší (viz tabulka č. 12, str. 47).

Tabulka 12: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZVB	7,421	5,436	4,948	2,377	4,883	21,924	6,938	5,681
BVB	4,392	10,110	5,860	4,552	5,011	26,349	3,676	2,060
p =	0,0006	0,5614	0,3028	0,1205	0,9780	0,0730	0,0043	0,0003

Legenda k tabulce č. 12: ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₃** ve znění: „U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na zádech s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF flexe-addukce-zevní rotace.“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus maximus, m. biceps femoris a m. tibialis anterior, m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis ve prospěch alternativy, že se aktivita svalů významně lišila. V poloze bez opory chodidla byla aktivita vyšší pro svaly m. gluteus maximus, m. biceps femoris a m. tibialis anterior. A v poloze s oporou chodidla byla aktivita vyšší pro m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis (viz tabulka č. 13, str. 47).

Tabulka 13: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOD	3,349	3,617	4,197	3,499	4,408	10,938	2,811	4,729
ZVD	5,035	4,913	4,706	2,137	3,868	25,460	4,939	2,850
p =	0,4887	0,0215	0,2769	0,3303	0,3591	0,0103	0,0067	0,0054

Legenda k tabulce č. 13: ZOD – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí, ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₄** ve znění: „U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze **leh na neoperovaném boku s oporou a bez opory chodidla** při použití vzorce PNF flexe-addukce-zevní rotace.“

Nelze zamítnout na hladině spolehlivosti 0,05 (viz tabulka č. 14, str. 48).

Tabulka 14: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na neoperovaném boku s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
BOD	3,465	6,548	11,225	5,559	8,260	17,818	3,237	2,347
BVD	2,913	7,815	9,881	7,870	10,386	22,879	2,475	2,070
p =	0,4212	0,1876	0,3028	0,1688	0,3303	0,1354	0,8469	0,2293

Legenda k tabulce č. 14: BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukcí, BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₅** ve znění: „U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe-addukce-zevní rotace.“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris, pars rectus femoris a m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita výrazně lišila. V poloze na boku byla vyšší aktivita m. gluteus maximus a m. quadriceps femoris, pars rectus femoris. V poloze na zádech byla vyšší aktivita m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis (viz tabulka č. 15, str. 48).

Tabulka 15: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOD	3,349	3,617	4,197	3,499	4,408	10,938	2,811	4,729
BOD	3,465	6,548	11,225	5,559	8,260	17,818	3,237	2,347
p =	0,1514	0,0302	0,1070	0,0256	0,0833	0,7615	0,2078	0,0151

Legenda k tabulce č. 15: ZOD – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí, BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₆** ve znění: „*U pacientů experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivace svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe-addukce-zevní rotace.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius a m. tibialis anterior a pro m. quadriceps femoris, pars vastus medialis, pars rectus femoris a pars vastus lateralis ve prospěch alternativy, že svalová aktivita se v testovaných polohách významně lišila. V poloze na zádech byla vyšší aktivita m. gluteus medius a m. tibialis anterior. A v poloze na boku byla vyšší aktivita m. quadriceps femoris, pars vastus medialis, pars rectus femoris a pars vastus lateralis (viz tabulka č. 16, str. 49).

Tabulka 16: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZVD	5,035	4,913	4,706	2,137	3,868	25,460	4,939	2,850
BVD	2,913	7,815	9,881	7,870	10,386	22,879	2,475	2,070
p =	0,0302	0,1070	0,0002	0,0067	0,0054	0,7615	0,0181	0,3303

Legenda k tabulce č. 16: ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s addukcí, BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM – m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

4.2.1. Komentář k výsledkům otázky č. 2

Tato výzkumná otázka porovnávala aktivitu v jednotlivých polohách a vzorcích u pacientů s TEP kyčelního kloubu. Cílem bylo zjistit, která poloha a vzorec jsou výhodné pro aktivaci konkrétních svalů. Nejvyšší aktivace dosahuje BF, ve všech polohách je násobek aktivační hodnoty vyšší než 20, tak vysoké hodnoty žádný jiný sval nedosahuje. V poloze na zádech bez opory chodidla při vzorci s abdukci dosahují svého maxima čtyři z osmi měřených svalů (GME, GMA, TA a GL). Tři ze čtyř měřených svalů (VM, RF a VL) dosahují svého maxima při aplikaci vzorce s addukcí v poloze na boku bez opory chodidla. V poloze na boku bez opory chodidla dosahuje maxima pouze BF při aplikaci vzorce s abdukci.

4.3. Výsledky k výzkumné otázce č. 3.

Je aktivita svalů testované dolní končetiny u pacientů s totální endoprotézou kyčelního kloubu (experimentální soubor) ve stejných polohách srovnatelná při aktivitě druhostranné končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace?

Výzkumná otázka obsahovala 8 hypotéz (H₀17 – H₀20).

Hypotézu **H₀17** ve znění: „U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na zádech s oporou chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius, m. gluteus maximus a m. tibialis anterior ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. Ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace byla aktivita těchto svalů vyšší (viz tabulka č. 17, str. 50).

Tabulka 17: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOB	5,3142	8,137	4,616	2,87	9,104	13,72	3,808	4,161
ZOD	3,3495	3,617	4,197	3,5	4,408	10,94	2,811	4,729
p =	0,0043	0,0181	0,7615	0,8904	0,2680	0,6788	0,0413	0,6788

Legenda k tabulce č. 17: ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, ZOD – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM – m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. triceps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀18** ve znění: „U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze **leh na zádech bez opory chodidla.**“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius a m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. Ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace byla aktivita těchto svalů vyšší (viz tabulka č. 18, str. 51).

Tabulka 18: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZVB	7,4209	5,436	4,948	2,38	4,883	21,92	6,939	5,681
ZVD	5,0354	4,913	4,706	2,14	3,868	25,46	4,939	2,851
p =	0,0026	0,3591	0,1688	0,3303	0,2114	0,0637	0,1205	0,0001

Legenda k tabulce č. 18: ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₁₉** ve znění: „U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze leh na boku s oporou chodidla.“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. gluteus medius, m. quadriceps femoris, pars vastus medialis, lateralis a rectus femoris a m. biceps femoris ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. Ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace byla vyšší aktivita m. gluteus medius a m. biceps femoris. Ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace byla vyšší aktivita m. quadriceps femoris, pars medialis, lateralis a rectus femoris (viz tabulka č. 19, str. 51).

Tabulka 19: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce - zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
BOB	5,1386	9,887	4,623	3,4	3,595	28,47	2,273	4,502
BOD	3,4653	6,548	11,22	5,56	8,26	17,82	3,237	2,348
p =	0,0020	0,0554	0,0001	0,0001	0,0029	0,0151	0,0730	0,0554

Legenda k tabulce č. 19: BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukcí, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

Hypotézu **H₀₂₀** ve znění: „*U experimentálního souboru není statisticky významný rozdíl v míře aktivity svalů testované DK při aktivitě kontralaterální DK ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a vzorci flexe-addukce-zevní rotace v poloze leh na boku bez opory chodidla.*“

Zamítáme na hladině spolehlivosti 0,05 pro m. quadriceps femoris, pars vastus medialis, lateralis a rectus femoris ve prospěch alternativy, že se svalová aktivita významně lišila. Ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace byla aktivita těchto svalů vyšší (viz tabulka č. 20, str. 52).

Tabulka 20: Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
BVB	4,3916	10,11	5,86	4,55	5,011	26,35	3,677	2,06
BVD	2,9131	7,815	9,881	7,87	10,39	22,88	2,475	2,07
p =	0,2293	0,5995	0,0302	0,0012	0,0151	0,1688	0,4887	0,6788

Legenda k tabulce č. 20: BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukci, BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukci, GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM – m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, p – p-hodnota dvouvýběrového Wilcoxonova testu. Statisticky významné hodnoty ($p \leq 0,05$) jsou označeny tučně.

4.3.1. Komentář k výsledkům otázky č. 3

Tato výzkumná otázka porovnávala aktivitu při aplikaci obou flekčních vzorců ve stejné poloze u pacientů s TEP kyčelního kloubu. Cílem této výzkumné otázky bylo zjistit, který vzorec je ve stejné poloze výhodnější pro aktivitu testovaných svalů. Největší rozdíl v aktivaci byl v poloze na boku s oporou chodidla, kde se statisticky významně vyšší aktivitě pěti svalů: GME, VM, RF, VL, BF. Ve všech polohách, kromě polohy na boku bez opory chodidla, se významně více aktivoval GME při diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace. Všechny části m. quadriceps femoris se významně více aktivovali v poloze na boku s opřením i bez opření chodidla při aktivaci v diagonále flexe – addukce – zevní rotace. GMA se signifikantně více aktivoval pouze v poloze na zádech s oporou chodidla při kontralaterální aktivitě v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace.

5. DISKUZE

V současné literatuře jsou dohledatelné studie zkoumající účinek iradiace při aktivaci technikou PNF na zdravých probandech (Benešová a kol., 2011, s. 15; Németh, Steinhausz, 2008, p. 2; Pink, 1981, p. 1159; Martynková, 2010, s. 41). Dále literatura uvádí studie, které monitorují účinek cvičení jedné končetiny na svalovou aktivitu končetiny kontralaterální (Devine et al., 1981, p. 899; Lee et al., 2009, p. 803; Sato, Maruyana, 2009, p. 189). Objevili jsme pouze jednu studii zabývající se iradiací u probandů s nějakým onemocněním. Meningroni et al. zkoumali vliv iradiace z horní a dolní končetiny na kontralaterální dolní končetinu při použití techniky PNF na probandech s onemocněním Charcot – Marie – Tooth (Meningroni et al., 2009, p. 439).

Studie u zdravých jedinců se zabývaly různými směry a podmínkami iradiace. Při využití vzorců PNF byla zkoumána iradiace z horní končetiny na dolní končetinu (Sato, Maruyana, 2009, p. 189), z horní končetiny na kontralaterální horní končetinu (Benešová a kol. 2011, s. 15; Pink, 1981, p. 1159), iradiace mezi dvěma dolními končetinami (Németh, Steinhausz, 2008, p. 2). Existují i studie, které se zabývaly iradiací nevyvolanou aktivitou dle PNF konceptu, a to z horní končetiny na kontralaterální horní končetinu (Lee et al., 2009, p. 803) a z dolní končetiny na dolní končetinu (Devine et al., 1981, p. 899).

Martynková se ve své diplomové práci zabývala iradiací z kontralaterální a ipsilaterální dolní končetiny na horní končetinu při využití vzorců PNF (Martynková, 2010, s. 41).

Tato práce se zabývá objektivizací indirektivních přístupů v PNF u pacientů s TEP kyčelního kloubu a u zdravých jedinců. Cílem první výzkumné otázky je zjistit, zda je aktivace svalů v kontralaterální necvičené končetině při PNF diagonálách stejná u zdravých jedinců a u pacientů s TEP kyčelního kloubu.

Druhá otázka se zabývá porovnáním vlivu různých poloh na iradiaci do kontralaterální necvičené dolní končetiny při cvičení dle PNF. Porovnávali jsme svalovou aktivitu na kontralaterální necvičené dolní končetině ve čtyřech různých polohách vůči sobě, vždy v jednom z flekčních vzorců PNF.

Třetí výzkumná otázka porovnává aktivaci svalů při aktivitě kontralaterální dolní končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace.

5.1. Diskuze k metodice práce

Experimentální soubor byl tvořen pacienty po TEP kyčelního kloubu, průměrně 14,13 dní od operace. Indirektivní terapii je výhodné používat především v časně pooperační fázi (Bitar et al., 2005, p. 59), kdy mají pacienti bolesti, stehy a velké otoky. V této fázi léčby by bylo měření povrchoým EMG přes otok zkreslené (Krobot, Kolářová, 2011, s. 21) a pro pacienty příliš náročné, proto jsme měřili pacienty přibližně 2 týdny od operace. Kontrolní soubor byl tvořen pacienty lůžkové rehabilitace, kteří byli hospitalizováni s poškozením horní končetiny. Při iradiaci dochází i k aktivitě trupového svalstva (Hellebrandt, 1956 in Pink, 1981, p. 1158), proto mohlo být měření ovlivněno bolestí či nocicepcí z odlehlých částí těla.

Polohy probanda byly voleny tak, aby mohla být měřená končetina v odlehčení, protože pacienti po TEP kyčelního kloubu nemají dovoleno operovanou končetinu zatěžovat. Přesné nastavení měřené dolní končetiny bylo ve všech polohách stejné, protože Németh a Steinhausz ve své studii dospěli k závěru, že změna postavení měřené končetiny způsobuje změnu v aktivaci svalů (Németh, Steinhausz, 2008, p. 4). Vybrali jsme polohu na zádech a na boku a varianty s oporou chodidla a bez opory chodidla. Polohu s oporou chodidla jsme zařadili pro její podobnost s uzavřeným kineziologickým řetězcem.

Maximální odpor, manuálně dávkovaný fyzioterapeutem, byl při cvičení v PNF diagonále aplikován přibližně v trojflexi (90°flexe kyčelního kloubu, 90°flexe kolenního kloubu, 90°flexe hlezenního kloubu), a to v takové pozici, kdy pacient dokázal vyvinout největší sílu. Přestože měření bylo prováděno studentem fyzioterapie, nemělo by to mít vliv na výsledek měření (Valdal et al., 2009, p. 5). Maximální odpor byl aplikován pro dosažení vysokého stupně iradiace. Typ odporu nemá významný vliv na změnu svalové aktivity při použití stejného vzorce PNF (Witt et al., 2011, p. 332).

Pořadí poloh bylo voleno dle posturální náročnosti a složitosti aplikace PNF diagonál. Nejdříve bylo měřeno v poloze na zádech s oporou chodidla pro snadnější

přechod do polohy bez opory chodidla. Pak následoval přesun do polohy na boku s oporou chodidla a poté bylo odsunutím lehátka dosaženo poslední měřené polohy.

Ze záznamu EMG aktivity byly odstraněny EKG artefakty v m. gluteus medius a záznam byl rektifikován a vyhlazen algoritmem RMS s okénkem 500ms, což je vhodné pro tento typ měření (Krobot, Kolářová, 2011, s. 27). Vzhledem k hodnocení stejně dlouhých časových úseků byla použita funkce Standart analysis.

Pro statistické zpracování by bylo výhodnější opakovat kontrakce v každé poloze a vzorci vícekrát, ale vzhledem k pooperačnímu stavu a značné zátěži pro pacienty jsme prováděli pouze tři opakování.

Mnoho dostupných studií (Devine, 1981, p. 900; Witt et al., 2011, p. 326; Németh, Steinhausz, 2008, p. 4; Lee et al., 2009, p. 803) vztahovalo aktivitu k maximální volní kontrakci (MVC). Vzhledem k pooperačnímu stavu by však testování MVC by znamenalo pro pacienty přílišnou zátěž, proto jsme práci normalizovali aktivační hodnotou (Krobot, Kolářová, 2011, s. 29), jako Martynková ve své studii (Martynková, 2010, s. 42).

5.2. Diskuze k výsledkům

Ve výsledcích uvádíme mediány hodnot, protože mají větší výpovědní hodnotu, pokud data nemají normální rozložení (Munro, 2005, p. 38). Při normálním rozložení dat bychom uváděli průměry naměřených hodnot. Téměř všechny mediány u experimentálního souboru dosahují nižších hodnot než průměry (viz tabulka č. 21, str. 56). To znamená, že v souboru bylo naměřeno několik extrémně vysokých hodnot, které posunuly průměr. Hodnoty průměrných aktivit jednotlivých svalů měli u probandů velkou variabilitu. To může být způsobeno rozdílnou excitabilitou CNS jednotlivých probandů (Donaldson, 2003 in Martynková, 2010, s. 63).

Pouze tři svaly v různých polohách a vzorcích dosahovaly mediánů vyšších než průměr. Jednalo se o GME v poloze na zádech bez opory chodidla a v poloze na boku s oporou chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace. U RF byly naměřeny mediány vyšší než průměry v poloze na boku s oporou a bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace. Posledním svalem, který vykazoval vyšší medián než průměr

je VL v poloze na zádech s oporou chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace.

Tabulka mediánů a průměrů naměřených u probandů experimentálního souboru

Tabulka 21: Průměry a mediány experimentálního souboru

		GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOB	prum	7,265	12,757	8,091	3,885	8,449	20,576	4,659	6,104
	med	5,314	8,137	4,616	2,865	9,104	13,719	3,808	4,161
ZOD	prum	4,247	7,542	8,143	3,933	6,268	26,998	3,494	5,407
	med	3,349	3,617	4,197	3,499	4,408	10,938	2,811	4,729
ZVB	prum	8,208	15,007	6,958	4,113	7,213	29,708	11,868	10,772
	med	7,421	5,436	4,948	2,377	4,883	21,924	6,938	5,681
ZVD	prum	4,687	12,790	5,154	3,561	5,452	43,339	10,535	3,057
	med	5,035	4,913	4,706	2,137	3,868	25,460	4,939	2,850
BOB	prum	5,599	12,909	5,888	3,057	4,855	36,287	3,100	4,980
	med	5,139	9,887	4,622	3,399	3,595	28,469	2,273	4,502
BOD	prum	3,183	10,359	11,952	6,756	10,587	24,837	7,843	2,980
	med	3,465	6,548	11,225	5,559	8,260	17,818	3,237	2,347
BVB	prum	4,741	12,288	9,347	4,153	6,992	43,375	6,538	3,366
	med	4,392	10,110	5,860	4,552	5,011	26,349	3,676	2,060
BVD	prum	3,449	13,693	14,939	8,664	13,515	34,250	7,293	2,733
	med	2,913	7,815	9,881	7,870	10,386	22,879	2,475	2,070

Legenda k tabulce č. 21: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, ZOD - poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí, ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s addukcí, BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukcí, BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí; BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukcí; prum – průměrná hodnota, med – medián hodnot, tučně jsou označeny mediány vyšší než průměry.

Párovým Wilcoxonovým testem bylo zjištěno, že se svalová aktivita během aplikace flekčních vzorců PNF na kontralaterální dolní končetinu významně zvýšila v porovnání s aktivační hodnotou u téměř všech svalů. Během izometrické aktivity svalů, došlo k aktivaci svalů kontralaterální končetiny (Devine et al., 1981, p. 903). K signifikantnímu zlepšení nedošlo pouze u svalu tibialis anterior v poloze na boku s oporou chodidla, a to při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace u kontrolního i experimentálního souboru a ve stejné poloze při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – vnitřní rotace u kontrolního souboru. Příčinou nedostatečného zvýšení aktivity svalu tibialis anterior při aktivitě kontralaterální končetiny může být vysoká klidová aktivita tohoto svalu,

který je opřením chodidla drážděn k aktivitě. V poloze na zádech, která je stabilnější, nedosahovala klidová aktivita TA tak vysokých hodnot, proto byla aktivita při aplikaci vzorců PNF významně vyšší.

5.3. Diskuze k výzkumné otázce číslo 1

Tato výzkumná otázka se zabývala porovnáním dat experimentálního a kontrolního souboru ve všech polohách a vzorcích. Statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů nebyl ve čtyřech situacích: poloha na zádech s oporou chodidla, poloha na zádech bez opory chodidla a poloha na boku s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace a v poloze na boku s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny v diagonále flexe – abdukce – zevní rotace. Dle výsledků naší studie je vhodnější pracovat v polohách s oporou chodidla, ve kterých byla prokázána signifikantně vyšší aktivita. Na rozdíl od RF v poloze na zádech při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace.

Tři ze čtyř hypotéz, jejichž výsledky jsou signifikantně rozdílné, byly měřené při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace. GME, RF a GL byly významně více aktivní v poloze na boku bez opory chodidla u probandů kontrolního souboru. Nízkou aktivitu GME u probandů experimentálního souboru v poloze na boku bez opory chodidla si můžeme vysvětlit dlouhou insuficiencí GME již předoperačně a dále možným poškozením operačně.

Jediný RF měl významně vyšší aktivitu u kontrolního ve srovnání s experimentálním souborem ve všech čtyřech polohách, které vyšly signifikantně: na zádech s oporou i bez opory chodidla a na boku bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny ve flekční diagonále s addukcí a v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny ve flekční diagonále s abdukci.

Všechny části m. quadriceps femoris (VM, RF, VL) se významně více aktivovaly u kontrolního souboru v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – vnitřní rotace.

Signifikantní rozdíl při porovnání kontrolního a experimentálního souboru byl u 8 z 64 testovaných podmínek (8 svalů, různé 4 polohy a 2 různé vzorce). Z toho

soudíme, že poznatky o aktivaci svalů u zdravých probandů, můžeme s určitým omezením aplikovat i na jedince s pohybovou patologií.

5.4. Diskuze k výzkumné otázce číslo 2

Druhá výzkumná otázka se zabývala porovnáním vlivu různých poloh na svalovou aktivitu měřené končetiny experimentálního souboru produkovanou při aktivitě kontralaterální končetiny ve flekčních vzorcích PNF.

Devine (1982, p. 903) zjistila, že konkrétní podmínky cvičení poskytují různě velký efekt při aktivaci kontralaterální končetiny. Z výsledků předkládané práce nelze jednoznačně říci, která poloha měřené končetiny a který vzorec kontralaterální končetiny je pro aktivaci svalů nejvýhodnější.

Už předchozí studie ukázaly, že vzorce PNF s vnitřní rotací v kyčelním kloubu mají významně vyšší schopnost iradiace do druhostranné končetiny (Németh, Steinhausz, 2008, p. 2). S tímto tvrzením můžeme spíše souhlasit. Pět z osmi měřených svalů (GME, GMA, BF, TA, GL) dosahují svého maxima při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace (viz tabulka č. 22, str. 58). Tři měřené svaly: GME, TA a GL dosahují svého maxima v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace (viz tabulka č. 22, str. 58).

RF a VL dosahují nejvyšší aktivace v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace. VM dosahuje nejvyšší aktivity v poloze na boku a stejném vzorci jako RF a VL, ale s oporou chodidla. To koresponduje s tvrzením Dvořáka, že cvičení v CKC je vhodné jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech či operacích na dolní končetině (Dvořák, 2005, s. 20). Maximální aktivita GMA byla naměřena v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace. Pokud bychom chtěli oslovit BF, dle našeho měření je nejvhodnější poloha na boku s oporou chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace.

Poloha probanda je velmi důležitá, nevhodnou polohou můžeme místo maximální aktivace dosáhnout pouze aktivace minimální. VM a RF v poloze na boku

s oporou chodidla dosahují nejvyšší aktivity a v poloze na zádech s oporou chodidla se aktivují minimálně při aktivitě kontralaterální dolní končetiny ve stejném vzorci. Stejnou situaci můžeme pozorovat u GL, který při druhostranné aktivitě končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace v poloze na zádech bez opory chodidla vykazuje maximální aktivaci a v poloze na boku bez opory chodidla pouze aktivaci minimální.

Tabulka 22: Mediány hodnot naměřené u probandů experimentálního souboru s vyznačenými minimy a maximy.

	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	GL
ZOB	5,314	8,137	4,616	2,865	9,104	13,719	3,808	4,161
ZOD	3,349	3,617⁻	4,197⁻	3,499	4,408	10,938⁻	2,811	4,729
ZVB	7,421⁺	5,436	4,948	2,377	4,883	21,924	6,938⁺	5,681⁺
ZVD	5,035	4,913	4,706	2,137⁻	3,868	25,460	4,939	2,850
BOB	5,139	9,887	4,622	3,399	3,595⁻	28,469⁺	2,273⁻	4,502
BOD	3,465	6,548	11,225⁺	5,559	8,260	17,818	3,237	2,347
BVB	4,392	10,110⁺	5,860	4,552	5,011	26,349	3,676	2,060⁻
BVD	2,913⁻	7,815	9,881	7,870⁺	10,386⁺	22,879	2,475	2,070

Legenda k tabulce č. 22: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, ZOD - poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí, ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s addukcí, BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukcí, BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukcí; BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukcí; tučně jsou označeny minimální hodnoty⁽⁻⁾ a maximální hodnoty⁽⁺⁾.

Při porovnání vlivu opory chodidla (H_{09} , H_{010} , H_{013} , H_{014}) na aktivitu svalů ve stejné poloze a vzorci ve kterém je aktivní kontralaterální končetina nenajdeme mnoho signifikantních výsledků. V poloze na zádech i v poloze na boku dochází k významně vyšší aktivitě GMA, RF, BF a TA v poloze bez opory chodidla. Poloha s oporou chodidla je výhodnější pouze pro GL. Toto zjištění neodpovídá tvrzení Dvořáka, že cvičení v CKC je vhodné jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech či operacích na dolní končetině (Dvořák, 2005, s. 20). Může to být způsobeno tím, že při indirektivních mechanismech dochází pouze k izometrické aktivaci svalů, proto poloha s opřeným chodidlem nemůže být považována za uzavřený kinematický řetězec, ale pouze za jeho simulaci.

Porovnáním vlivu polohy při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace (H_{011} a H_{012}) jsme zjistili, že poloha na zádech je výhodnější

pro aktivitu svalů GME, TA a GL při opoře chodidla a pro VL v poloze bez opory chodidla. Při porovnání vlivu polohy při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace (H_015 a H_016) jsme při opoře chodidla zjistili významně vyšší aktivitu GMA a RF v poloze na boku a GL v poloze na zádech. Při poloze na zádech bez opory chodidla se více aktivoval GME a TA. Poloha na boku bez opory chodidla je signifikantně výhodnější pro VM, RF a VL. Z těchto výsledků je možné usuzovat, že k iradiaci dochází spíše na základě snahy stabilizovat tělo v prostoru, bez ohledu na agonistický a antagonistický vztah svalů. Svaly pro stabilizaci těla jsou závislé na pozici necvičené končetiny (Devine et al., 1981, p. 899). Literatura není jednotná ve výsledcích ohledně velikosti iradiace z agonistů a antagonistů. Některé studie vykazují lepší výsledky při aktivaci antagonistů (Gregg et al., 1957 a Panin et al., 1961 in Devine, 1981, p. 899). Některé naopak tvrdí, že je výhodnější aktivace pomocí kontralaterálních agonistů (Sherrington, 1911, Kruse, Matthews, 1958, Brunnstorm, 1970 in Pink, 1981, p. 1158; Benešová a kol., 2011, s. 15).

Pacienti s TEP mají často abnormální pohyby trupu nebo pánve, kterými při chůzi kompenzují funkční změny (např. oslabení abduktorů, snížen rozsahu pohybu,...) (Nankaku et al., 2007, p. 553). Kompenzace oslabených abduktorů po TEP úklonem trupu může vést ke zvýšené energetické náročnosti chůze, proto by cvičební program po TEP měl klást důraz na posílení abduktorů kyčle (Nankaku et al., 2007, p. 554). GME dosahuje nejvyšší aktivity v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny v diagonále flexe – abdukce – zevní rotace. GMA bývá u pacientů s TEP kyčelního kloubu také často oslaben, dle našeho měření se nejvíce aktivuje v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace.

5.5. Diskuze k výzkumné otázce číslo 3

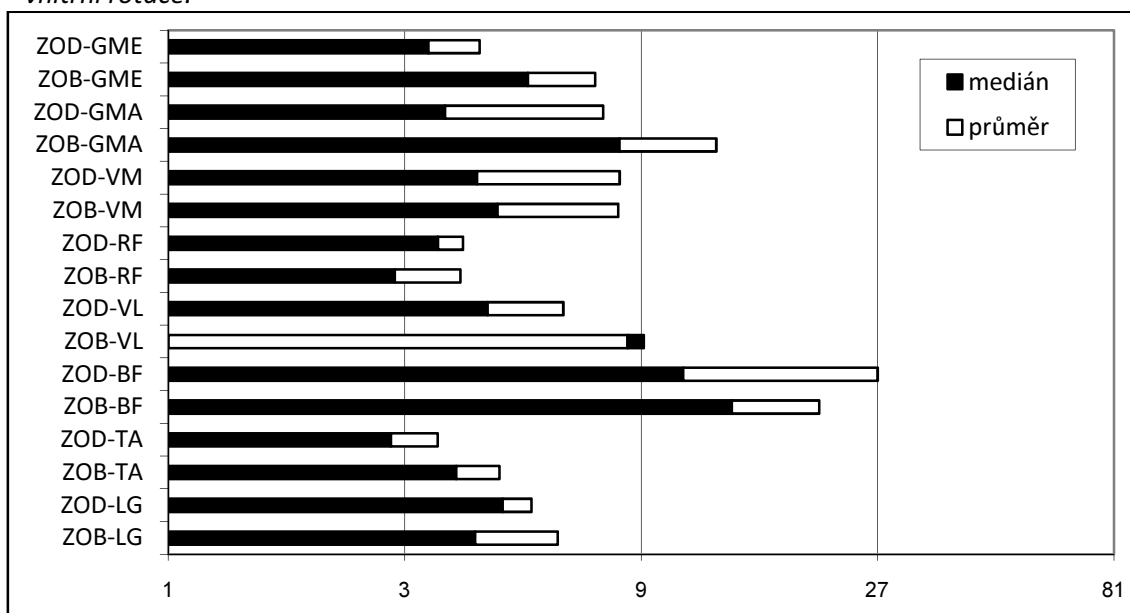
Třetí výzkumná otázka se zabývala porovnáním vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace ve stejné poloze u pacientů po TEP kyčelního kloubu.

V poloze na zádech (H_017 a H_018) je dle výsledků našeho měření k aktivaci svalů indirektivním přístupem vhodnější používat aktivity kontralaterální končetiny ve

vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace (viz graf č. 1, str. 61 a graf č. 2, str. 62). Všechny významné rozdíly v aktivaci svalů při použití flekčních diagonál dosahovaly vyšší aktivity v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace. Můžeme tedy souhlasit s tvrzením, že PNF pohyb kombinovaný s vnitřní rotací v kyčli je významně efektivnější pro iradiaci (Németh, Steinhausz, 2008, p. 2).

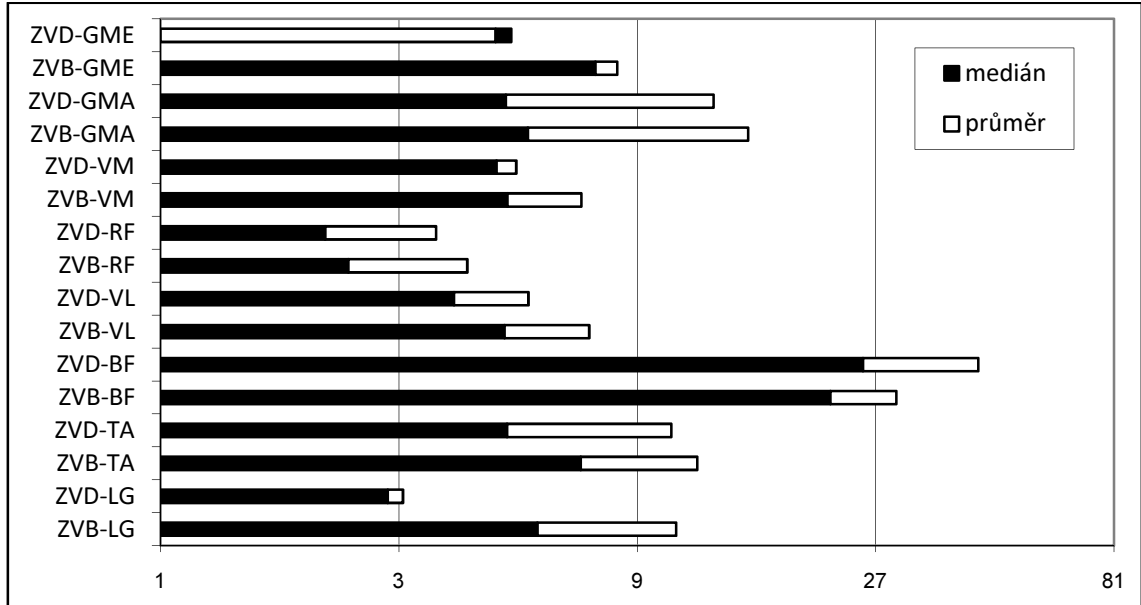
GME se lépe aktivuje při použití vzorce flexe – abdukce – vnitřní rotace a to jak v poloze na zádech s oporou chodidla, tak bez opory chodidla. GMA a TA se významně více aktivují pouze na zádech s oporou chodidla při porovnání s polohou na zádech bez opory chodidla a aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – zevní rotace. GL se statisticky významně více aktivuje v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – zevní rotace v porovnání se vzorcem flexe – abdukce – zevní rotace.

Graf 1: Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na zádech s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace.



Legenda ke grafu č. 1: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, ZOB – poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s abdukcí, ZOD - poloha na zádech s oporou chodidla, diagonála s addukcí.

Graf 2: Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace.

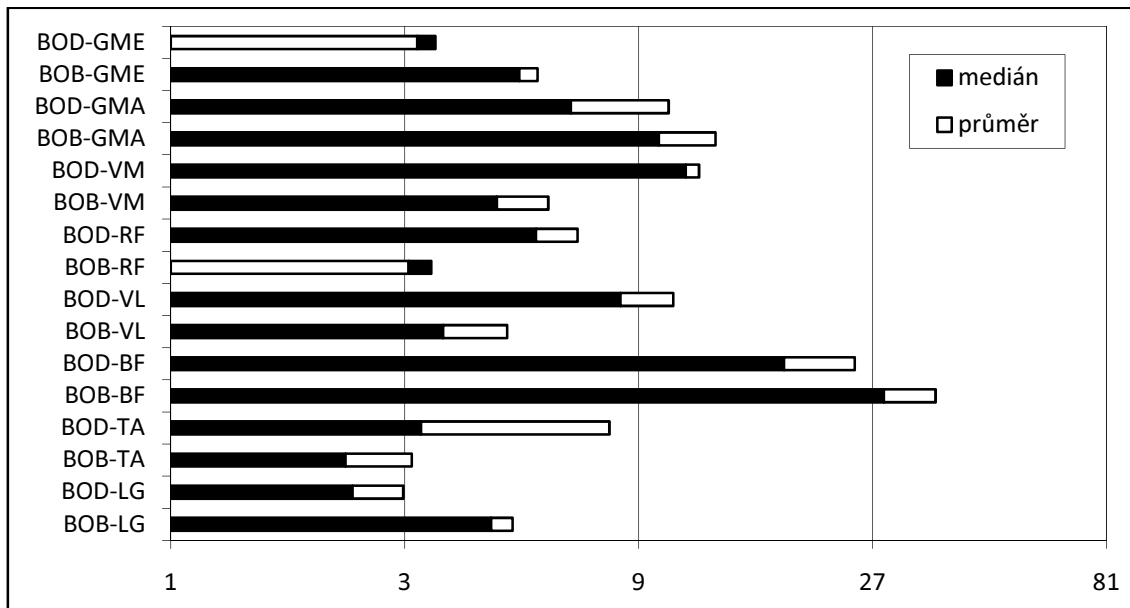


Legenda ke grafu č. 2: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, LG – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, ZVB – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s abdukcí, ZVD – poloha na zádech bez opory chodidla, diagonála s addukcí.

V poloze na boku (H_{019} a H_{020}) při aktivitě kontralaterální končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace dochází ke statisticky významnější aktivaci všech částí m. quadriceps femoris (VM, RF, VL) při porovnání s aktivitou kontralaterální končetiny ve flekčním vzorci s abdukcí (viz graf č. 3, str. 63 a graf č. 4, str. 63). To je v souladu se zjištěním Devine, že aktivitu RF neovlivňuje ani poloha necvičeného kolene, ani poloha kontralaterální končetiny, jejíž cvičení způsobuje iradiaci (Devine, 1981, p. 898).

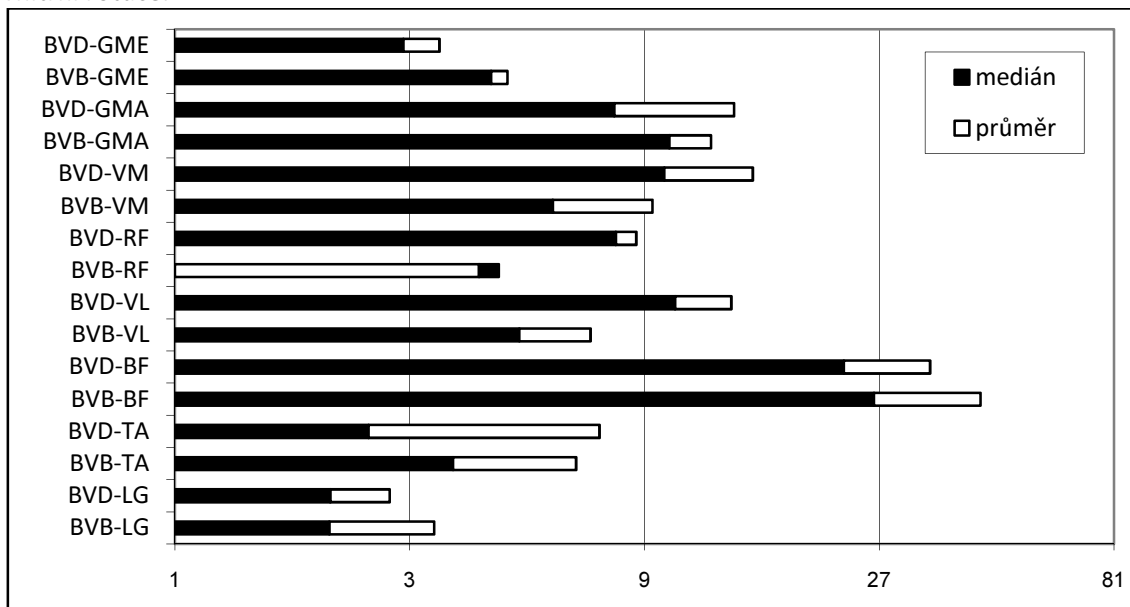
GME a BF se při aktivitě kontralaterální končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace aktivují významně méně v poloze na boku s oporou chodidla než při aktivitě druhostranné končetiny v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace (viz graf č. 3, str. 63).

Graf 3: Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na boku s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace.



Legenda ke grafu č. 3: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, BOB – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s abdukci, BOD – poloha na boku s oporou chodidla, diagonála s addukci.

Graf 4: Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace.



Legenda ke grafu č. 4: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis, BVB – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s abdukci; BVD – poloha na boku bez opory chodidla, diagonála s addukci.

5.6. Limity práce

Experimentální soubor obsahuje 15 probandů a kontrolní 14 probandů, taková velikost souboru poskytuje pouze náhled na určité trendy a výsledky se nedají se zobecňovat na celou populaci. Věk a pohlaví jednotlivých pacientů bylo různé, což mohlo ovlivnit výsledky. U kontrolního souboru měření do jisté míry ovlivňovala diagnóza, se kterou byli probandi hospitalizováni i předchozí anamnéza. Přestože kritériem pro vhodnost probanda do kontrolní skupiny byla anamnéza bez vážnějších úrazů (opakovaných distorzí, zlomenin a operací) na dolních končetinách a páteři, mohlo dojít k ovlivnění testování například bolestí a dyskomfortem v jiných partiích těla. Při cvičení proti jednostrannému silnému odporu posturální přizpůsobení zahrnuje i trupovou muskulaturu (Pink, 1981, p. 1158).

Bylo by vhodné znát délku onemocnění artrózou a její průběh, protože artróza ovlivňuje stereotyp chůze (Foucher, Wimmer, 2012, p. 63; Ewen et al., 2012, p 1; Illyes, Kiss, 2005, p. 2) a každý pohybový aparát se různě rychle přizpůsobuje změnám. Je tedy zřejmé, že pokud onemocnění trvalo déle či mělo rychlý průběh, pohybový aparát byl před operací více zatížen a stereotypy pohybů výrazně změněny. Bylo by vhodnější testovat pacienty stejného věku a stejnou dobu od vzniku prvních potíží spojených s OA.

Vztažení naměřeného EMG signálu k MVC by mělo větší výpovědní hodnotu a mohlo by být porovnáno s dalšími studiemi. Hodnota nad 20 % MVC se považuje za dostatečnou k udržení funkční kapacity motorických jednotek, což zabraňuje svalové atrofii (Benešová et al., 2011, s. 15; Devine, 1981, p. 902).

5.7. Východiska pro praxi

Pro spolehlivou funkci endoprotézy je důležitá stabilita pánve, která závisí na dokonalé souhře svalových skupin, kterou narušují četné dysbalance (Mikula, 2002, p. 9). Při předoperačním hodnocení stejně tak i jeden rok po operaci přetrvávaly kontralaterální změny chůze (zvýšená addukce a snížený rozsah pohybu) (Foucher, Wimmer, 2012, p. 63; Ewen et al., 2012, p. 1). Iradiace z kontralaterální končetiny může mít pozitivní vliv na zpomalení svalové atrofie, udržení počtu funkčních

motorických jednotek, udržení koordinačních schopností motoriky a zvýšení svalové síly na necvičené končetině (Devine et al., 1981, p. 898; Németh, Steinhausz, 2008, p. 1; Lee et al., 2009, p. 802). Lee et al. našli významný vzrůst aktivace jak v trénovaném svalu (4,6 %), tak v netrénovaném kontralaterálním svalu (3,6 %). Zvýšení volní aktivace v netrénované končetině ukazuje, že kontralaterální trénink síly způsobuje nárůst i v netrénovaných svalech (Lee et al., 2009, p. 803). Výsledky naší studie ukazují na významné zvýšení aktivity při aktivitě kontralaterální končetiny ve flekčních diagonálách PNF.

Standardní léčbu je vhodné doplnit o indirektivní přístupy zejména v časně pooperační fázi, kdy je končetina bolestivá a imobilizovaná. (Németh, Steinhausz, 2008, p. 1; Bitar et al., 2005, p. 59). Indirektivní přístupy jsou vhodné u pacientů s úrazem, zlomeninou, nebo artrózou, kteří nemohou pro bolest nebo snížený rozsah pohybu cvičit postiženou končetinu (Pink, 1981, p. 1158).

Z výsledků experimentální části této práce vyplývá, že výsledky studií, které se zabývají indirektivními přístupy u zdravých jedinců, je možno s mírně sníženou účinností aplikovat u pacientů po TEP kyčelního kloubu. Při vyhodnocení naměřených dat jsme došli k závěru, že v poloze na zádech je výhodnější druhostrannou končetinu zapojit v diagonále flexe – abdukce – vnitřní rotace, čímž dochází k signifikantně významnější aktivaci GME, GMA, BF, TA a GL. Pokud je cílem rehabilitace zvýšit aktivitu m. quadriceps femoris, je dle výsledků této studie výhodnější využít aktivity druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace a provádět terapie v poloze na boku, tím statisticky významně aktivujeme svaly VM, RF a VL. Z výsledků studie je zřejmé, že svaly kyčelního kloubu se při iradiaci z kontralaterální končetiny aktivují lépe v poloze, ve které nemusí pracovat proti gravitaci, a mohou se tak podílet na stabilizaci těla v prostoru. V poloze na zádech svého maxima dosahují GME, VL, TA a GL. V poloze na boku svého maxima dosahují GMA, VM, RF, VL, BF.

Lepší pochopení účinků iradiace při cvičení umožní terapeutovi poskytnout účinnější rehabilitaci pacientům s neuromuskulárním či ortopedickým onemocněním (Devine, 1981, p. 898). Současné výsledky zdůrazňují potřebu účinného nervosvalového rehabilitačního programu pro seniory po dobu imobilizace (Suetta et al., 2007, p. 947). Stárnutí ovlivňuje velikost maximální volní kontrakce i rychlost zapojení svalů. Schopnost rychlého zapojení svalů je důležitá pro předcházení pádům

při chůzi (Suetta et al., 2007, p. 942). Slabost svalů kyčelního a kolenního kloubu může snížit schopnost chůze po schodech a šikmých plochách (Nankaku et al., 2007, p. 554). Síla a symetrie svalů dolní končetiny je důležitá pro posturální rovnováhu, maximální rychlost chůze a jiné úkony každodenního života (Suetta et al., 2007, p. 947).

ZÁVĚR

Práce se zabývala objektivním zhodnocením indirektivních přístupů v PNF pomocí povrchové EMG u pacientů s TEP kyčle a zdravých probandů.

Teoretická část práce shrnuje informace o řízení pohybu, mechanismech motorické iradiace, principech indirektivních přístupů v PNF, svalových řetězcích a změnách pohybového aparátu způsobených osteoartrózou a implantací TEP kyčelního kloubu.

Cílem experimentální části bylo ověřit, zda dochází k iradiaci svalové aktivity do měřené dolní končetiny při aktivitě kontralaterální dolní končetiny ve flekčních vzorcích dle PNF u pacientů po TEP kyčelního kloubu. Dílčím cílem bylo zjistit, zda je možné efekt iradiace pozorovaný na zdravých probandech, aplikovat v terapii pacientů s TEP kyčelního kloubu. U těchto pacientů jsme porovnávali aktivitu v různých polohách (na zádech s oporou i bez opory chodidla a v poloze na boku s oporou i bez opory chodidla) při flekčních vzorcích PNF aplikovaných na kontralaterální končetinu. Zjistili jsme, že při aktivitě kontralaterální dolní končetiny ve flekčních vzorcích PNF dochází k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity u pacientů s TEP kyčelního kloubu, podobně jako u zdravých probandů. Nesignifikantní výsledek byl pouze u TA, jehož aktivační hodnota byla vyšší z důvodu dráždění výchozí polohou. Další výsledky ukazují na možnost aplikace indirektivních přístupů s určitým omezením u pacientů s TEP jako u zdravých probandů. Z našich výsledků vyplývá, že v terapii konkrétních svalů pomocí iradiace je výhodnější pracovat v pozici, ve které svaly nepracují proti gravitaci. V poloze na boku svého maxima dosahovaly GMA, VM, RF, VL, BF, v poloze na zádech pouze GME. V poloze na zádech (s oporou i bez opory plosky) je pro významně vyšší svalovou aktivitu (GME, GMA, TA, GL) vhodnější aktivace kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – abdukce – vnitřní rotace. Pokud chceme dosáhnout vyšší aktivity všech částí m. quadriceps femoris (VM, RF, VL), je významně výhodnější zvolit polohu na boku a aktivitu druhostranné končetiny v diagonále flexe – addukce – zevní rotace.

Na základě výsledků použitých studií a výstupů našeho měření je možné se domnívat, že indirektivní přístupy jsou vhodným doplňkem terapie pro pacienty s TEP kyčelního kloubu.

SEZNAM LITERATURY

ADLER, S. S.; BECKERS, D.; BUCK, M. 2008. *PNF in practice: an illustrated guide*. 3rd ed. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008. ISBN 978-3-540-73901-2.

ATWOOD, H., L.; MACKAY, W., A. 1989. *Essentials Of Neuropsychology*. 1st edition. Burlington, Ontario: B. C. Decker, 1989. ISBN 978-15-5664-055-1.

BARRETT, K., E.; BARMAN, S., M.; BOITANO, S.; BROOKS, H., L. 2009. *Ganong's Review of Medical Physiology*. 23rd edition. New York: McGraw-Hill Companies, Inc, 2009. ISBN 978-00-7160-567-0.

BENEŠOVÁ, M. et al. 2011. Využití proprioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s Desaultovou fixací ramenního kloubu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211 – 2658. 2011, roč. 18, č. 1, ss. 14-19.

BITAR, A. A. et al. 2005. Rehabilitation of orthopedic and rheumatologic disorders. 3. Total hip arthroplasty rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. ISSN 0003-9993. 2005, vol. 86, pp 56 – 60.

CARROLL, T. J.; HERBERT, R. D.; MUNN, J.; LEE, M.; GANDEVIA, S. C. 2006. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of Applied Physiology*. ISSN 8750-7587. 2006, vol. 101, pp. 1514 – 1522.

CARROLL, T. J.; SELVANAYAGAM, V. S.; RIEK, S.; SEMMLER, J. G. 2011. Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta physiologica*. ISSN 1748-1716. 2011, vol. 202, pp. 119 – 140.

DAUTY, M.; GENTY, M.; RIBINIK, P. 2007. Physical training in rehabilitation programs before and after total hip and knee arthroplasty. *Annales de réadaptation et de médecine physique*. ISSN 1768-3203. 2007, vol. 50, pp. 462 – 468.

DEVINE, K. L.; BARNEY, L. V. F.; JOHN, Y. H. 1981. Electromyographic activity recorded from an antagonists unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. *Physical therapy*. ISSN 0031-9023. 1981, vol. 61, pp. 898-903.

DRUGA, R.; DUBOVÝ, P.; GRIM, M. 2011. *Anatomie centrálního nervového systému*. 1. vyd. Praha: Galén, Karolinum, 2011. ISBN 978-80-7262-6 (Galén), 978-80-246-1895-1 (Karolinum).

DUYSENS, J.; GROOTE, F.; JONKERS, I. 2013. The flexion synergy, mother of all synergies and father of new models of gait. *Frontiers in Computational Neuroscience*. ISSN 1662-5188. 2013, vol. 7, pp. 1 – 9.

DVOŘÁK, R. 2005. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211-2658. 2005, č. 1, ss. 12 – 17.

DVOŘÁK, R. 2005. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211-2658. 2005, č. 1, ss. 18 - 22.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3rd ed. USA: Human kinetics, 2002. ISBN 978-0-7360-0251-6.

EWEN, A. M.; STEWARD, S.; GIBSON, A. S. C.; KASHYAP, S. N.; CAPLAN, N. 2012. Post-operative gait analysis in total hip replacement patients - A review of current literature and meta-analysis. *Gait & Posture*. ISSN 0966-6362. 2012, vol. 36, pp. 1 - 6.

FACCHINI, S.; ROMANI, M.; TINAZZI, M.; AGLIOTI, S. M. 2002. Time-related changes of excitability of the human motor system contingent upon immobilisation of the ring and little fingers. *Clinical Neurophysiology*. ISSN 1388-2457. 2002, vol. 113, pp. 367 – 375.

FEHR, G. L.; JUNIOR, A. C.; CACHO, E. W. A.; MIRANDA, J. B. 2006. Effectiveness of the open and closed kinetic chain exercises in the treatment of the patellofemoral pain syndrome. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. ISSN 1517-8692. 2006, vol. 12, pp. 56 – 60.

FOLLAND, J. P.; WILLIAMS, A. G. 2007. The Adaptations to Strength Training Morphological and Neurological Contributions to Increased Strength. *Sports medicine*. ISSN 0112-1642. 2007, vol. 37, pp. 145 – 168.

FOUCHER, K. C.; WIMMER, M. A. 2012. Contralateral hip and knee gait biomechanics are unchanged by total hip replacement for unilateral hip osteoarthritis. *Gait & Posture*. ISSN 0966-6362. 2012, vol. 35, pp. 61 - 65.

FREBURGER, J. K. 2000. An analysis of the relationship between the utilization of physical therapy services and outcomes of care for patients after total hip arthroplasty. *Physical Therapy*. ISSN 0031-9023. 2000, vol. 80, pp. 448 – 458.

GALLO, J. 2007. *Artróza váhonosných kloubů ve světle medicíny založené na důkazu*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1741-7.

GALLO, J. 2011. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

GRAFTON, S. T.; HAMILTON, A. F. 2007. Evidence for a distributed hierarchy of action representation in the brain. *Human Movement Science*. ISSN 0167-9457. 2007, vol. 26, pp. 590 – 616.

GUYTON, A. C; HALL, J. E. 2000. *Textbook of medical physiology*. 10th edition. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2000. ISBN 0-8089-2317-X.

GÚTH, A. 2007. Degeneratívne zmeny, chirurgia a rehabilitácia. *Rehabilitácia*. ISSN 0375-0922. 2007, vol. 44, p. 66.

HENDY, A. M.; SPITTLE, M.; KIDGELL, D. J. 2012. Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for Indry rehabilitation. *Journal of Science and Medicine in Sport*. ISSN 1440-2440. 2012, vol. 15, pp. 94 – 101.

HERTLING, D.; KESSLER, R. M. 2006. *Management of common musculoskeletal disorders. Physical therapy principles and methods*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. ISBN 0-7817-3626-9.

ILLYES, A.; KISS, R. M. 2005. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip joint. *Facta Universitatis - Series: Physical Education and Sport*. ISSN 1451-740X. 2005, vol. 3, pp. 1 – 9.

JASVINDER, A. S. 2011. Epidemiology of knee and hip arthroplasty: systematic review. *The open orthopaedics journal*. ISSN 1874-3250. 2011, vol. 5, pp. 80 – 85.

KNIGHT, S. R.; AUJLA, R.; BISWAS, S. P. 2011. Total hip arthroplasty – over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews*. ISSN 2035-8237. 2011, vol. 3, pp. 72 – 74.

KOENEKE, S.; LUTZ, K.; HERWIG, U.; ZIEMANN, U.; JÄNCKE, L. 2006. Extensive training of elementary finger tapping movements changes the pattern of motor cortex excitability. *Experimental Brain Research*. ISSN 1432-1106. 2006, vol. 174, pp. 199 - 209.

KOFOTOLIS, N.; VRABAS, I. S.; VAMVAKOUDIS, E.; PAPANIKOLAOU, A.; MANDROUKAS, K. 2005. Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. *British Journal of Sports Medicine*. ISSN 0306-3674. 2005, vol. 39, pp. 1 – 4.

KONRAD, P. 2005. The ABC of EMG. *A Practical introduction to kinesiological electromyography*. Version 1.0, 2005, Noraxon INC. USA.

KOUKOLÍK, F. 2000. *Lidský mozek: funkční systémy, normy a poruchy*. 1. vyd. Praha: Portál, 2000. ISBN 80-7178-379.

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Galén, 2011. ISBN 80-7262-618-3.

KROBOT, A.; KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN: 978-80-244-7262-1.

KROBOT, A. 1997. Klinické aplikace pohybových řetězců. *Rehabilitácia*. ISSN 0375-0922. 1997, vol. 30, pp. 4-8.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998. ISBN 0-88011-756-7.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd edition. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN 978-07-3606-367-8.

LEE, M.; GANDEVIA, S. C.; CARROLL, T. J. 2009. Unilateral strength training increases voluntary activation of the opposite untrained limb. *Clinical Neurophysiology*. ISSN 1388-2457. 2009, vol. 120, pp. 802 – 808.

MACEK, J. 2007. Početnosť predoperačnej rehabilitácie a rehabilitačné prístupy pri totálných endoprotézach veľkých klbov dolných končatín. *Rehabilitácia*. ISSN 0375-0922. 2007, vol. 44, pp. 85 – 96.

MARTYNKOVÁ, A. 2010. *EMG objektivizace indirektivních přístupů v terapii PNF*. Olomouc, diplomová práce, 2010.

MENINGRONI, P. C. et al. 2009. Contralateral force irradiation for the activation of tibialis anterior muscle in carries of Charcot-Marie-Tooth disease: effect of PFN intervention program. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. ISSN 1413-3555. 2009, vol. 13, pp. 438 – 443.

MIKULA, J. 2002. Stabilita endoprotézy a luxační riziko v rehabilitaci kyčelních náhrad. *Rehabilitácia*. ISSN 0375-0922. 2002, vol. 35, pp. 9 – 21.

MISSAOUI, B.; PORTERO, P.; BENDAYA, S.; HANKTIE, O.; THOUMIE, P. 2008. Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*. ISSN 0987-7053. 2008, vol. 38, pp. 447 – 457.

MORAES, M. RB. et al. 2011. The characteristics of the mechanoreceptors of the hip with arthrosis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. ISSN 1749-799X. 2011, vol. 6, pp. 1 – 5.

MUNRO, B. H. 2005. *Statistical methods for health care research*. 5. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 978-07-817-4840-7.

NANKAKU, M. et al. 2007. Gait analysis of patients in early stages after total hip arthroplasty: effect of lateral trunk displacement on walking efficiency. *Journal of orthopaedics science*. ISSN 0949-2658. 2007, vol. 12, pp. 550 - 554.

NÉMETH, E.; STEINHAUSZ, V. 2008. PNF induced irradiation on the contralateral lower extremity with EMG measuring. *In Proceedings of the 3rd Hungarian Conference on Biomechanics*. Budapešť, 2008. ISBN 978-963-06-4307-8 S. 261-266.

ORTH, H. 2009. *Dítě ve Vojtově terapii*. České Budějovice: Kopp, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4.

PALMIERI, R. M.; INGERSOLL, CH. D.; HOFFMAN, M. A. 2004. The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*. ISSN 1062-6050. 2004, vol. 39, pp. 268 – 277.

PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; ČEMUSOVÁ, J. 2009. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211 – 2658. 2009, roč. 16, ss. 177 – 180.

PINK, M. 1981. Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation pattern. *Physical therapy*. ISSN 0031-9023. 1981, roč. 61, č. 8, s. 1158-1162.

ROOKS, D. S. et al. 2006. Effect of preoperative exercise on measures of functional status in men and women undergoing total hip and knee arthroplasty. *Arthritis & Rheumatism*. ISSN 0004-3591. 2006, vol. 55, pp 700 - 708.

SHARMA, V.; MORGAN, P. M.; CHENG, E. Y. 2009. Factors influencing early rehabilitation after THA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. ISSN 1528-1132. 2009, vol. 467, pp. 1400 – 1411.

SIMOVÁ, S. 2007. Rehabilitácia u pacientov po implantácii totálných endoprotéz bedrových a kolených kĺbov. *Rehabilitácia*. ISSN 0375-0922. 2007, č. 44, ss. 73 – 84.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEMKUHL, L. D. 1996. *Brunnstorm`s clinical kinesiology*. 5th edition. Philadelphia: F. A. Davis Company, 1996. ISBN 8036-7916.

SOSNA, A.; POKORNÝ, D.; JAHODA, D. 2003. *Náhrada kyčelního kloubu, rehabilitační a režimová opatření*. 1. Vyd. Praha: TRITON, 2003. ISBN 80-7254-302-4.

SOSNA, A.; VAVŘÍK, P.; KRBEC, M.; POKORNÝ, D. 2001. *Základy ortopedie*. 1. vyd. Praha: TRITON, 2001. ISBN 80-7254-202-8.

STRYLA, W.; POGORZALA, A. M.; ROGALA, P.; NOWAKOWSKI, A. 2013. Algorithm of physical therapy exercises following total hip arthroplasty. *Polish Orthopedics and Traumatology*. ISSN 0009-479X. 2013; vol. 78, pp. 33-39.

SUETTA, C. et al. 2007. Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristic in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. *American physiological society: Journal of applied fysiology*. ISSN 8750-7587. 2007, vol. 102, pp. 942 – 948.

TROJAN, S.;DRUGA, R.; PFEIFFER, J.; VOTAVA, J. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2005. ISBN 80-247-1296-2.

VALDAL, V. et al. 2009. A pilot study on the effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on gait. *Saxion University of Applied Sciences*. ISSN neuvedeno. 2009, vol. neuvedeno, pp. 1 – 6.

VAŘEKA, I. 2006. Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211 – 2658. 2002, č. 4, ss. 122 - 129.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VINCENT, H, K.; ALFANO, A. P.; LEE, L.; VINCENT, K. R. 2006. Sex and age effects on outcomes of total hip arthroplasty after inpatient rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. ISSN 0003-9993. 2006, vol. 87, pp. 461 – 467.

WITT, D.; TALBOTT, N.; KOTOWSKI, S. 2011. Electromygraphic activity of scapular muscles during diagonál patterns using elastic resistance and free weights. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. ISSN neuvedeno. 2011, vol. 6, pp. 322 – 332.

SEZNAM ZKRATEK

a kol.	-	a kolektiv
ADL	-	aktivity of daily living
AH	-	aktivační hodnota (klidová hodnota + 2 její směrodatné odchylky)
BA	-	Broadmannova area
BF	-	m. biceps femoris
BG	-	bazální ganglia
BMI	-	body mass index
BOB	-	poloha na boku s opřeným chodidlem, aktivita v abdukční diagonále
BOD	-	poloha na boku s opřeným chodidlem, aktivita v addukční diagonále
BVB	-	poloha na boku bez opřeného chodidla, aktivita v abdukční diagonále
BVD	-	poloha na boku bez opřeného chodidla, aktivita v addukční diagonále
CKC	-	closed kinematic chain (uzavřený pohybový řetězec)
CNS	-	centrální nervová soustava
CPG	-	central pattern generators (generátor vzorců pohybu)
č.	-	číslo
DK	-	dolní končetina
EBM	-	evidence based medicine (medicína založená na důkazech)
EKG	-	elektrokardiograf
EMG	-	elektromyografie
et al.	-	a kolektiv
GL	-	m. triceps surae, pars gastrocnemius lateralis
GMA	-	m. gluteus maximus
GME	-	m. gluteus medius
m.	-	mutulus (sval)
MVC	-	maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
M1	-	primární motorický kortex
M2	-	doplňková motorická oblast
OA	-	osteoartóza
OKC	-	open kinematic chain (otevřený pohybový řetězec)
p.	-	pars (část svalu)

p.	-	page (strana)
PNF	-	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
pp.	-	pages (strany)
RF	-	m. quadriceps femoris, pars rectus femoris
RMS	-	root mean square – vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty
roč.	-	ročník
s	-	sekunda
s.	-	strana
ss.	-	strany
str.	-	strana
SD	-	směrodatná odchylka
SEMG	-	povrchová elektromyografie (surface electromyography)
SMA	-	supplementary motor area (doplňková motorická oblast)
TA	-	m. tibialis anterior
TEP	-	totální endoprotéza
VL	-	m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis
VM	-	m. quadriceps femoris, pars vastus medialis
vol.	-	volume (ročník)
ZOB	-	poloha na zádech s oporou chodidla, aktivita v abdukční diagonále
ZOD	-	poloha na zádech s oporou chodidla, aktivita v addukční diagonále
ZVB	-	poloha na zádech bez opory chodidla, aktivita v abdukční diagonále
ZVD	-	poloha na zádech bez opory chodidla, aktivita v addukční diagonále
μV	-	mikrovolty

SEZNAM GRAFŮ

- Graf 1:** *Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na zádech s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace. 61*
- Graf 2:** *Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na zádech bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace. 62*
- Graf 3:** *Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na boku s oporou chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace. 63*
- Graf 4:** *Průměry a mediány experimentálního souboru v poloze na boku bez opory chodidla při aktivitě kontralaterální končetiny ve vzorci flexe – addukce – zevní rotace a flexe – abdukce – vnitřní rotace. 63*

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: <i>Mechanismus motorické iradiace</i>	15
Obrázek 2: <i>Poloha na zádech s oporou chodidla</i>	35
Obrázek 3: <i>Poloha na zádech bez opory chodidla</i>	35
Obrázek 4: <i>Poloha na boku s oporou chodidla</i>	35
Obrázek 5: <i>Poloha na boku bez opory chodidla</i>	35

SEZNAM TABULEK

- Tabulka 1:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace. 40*
- Tabulka 2:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace. 41*
- Tabulka 3:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace. 41*
- Tabulka 4:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace. 42*
- Tabulka 5:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace. 42*
- Tabulka 6:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku bez opory chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace. 43*
- Tabulka 7:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe - abdukce - vnitřní rotace. 43*
- Tabulka 8:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na boku s oporou chodidla u experimentálního a kontrolního souboru při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace. 44*
- Tabulka 9:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace. 45*
- Tabulka 10:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze neoperovaném boku s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace. 45*
- Tabulka 11:** *Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace. 46*

Tabulka 12:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace.</i>	47
Tabulka 13:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.</i>	47
Tabulka 14:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na neoperovaném boku s oporou chodidla a bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.</i>	48
Tabulka 15:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla a leh na neoperovaném boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace... </i>	48
Tabulka 16:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla a leh na neoperovaném boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – addukce - zevní rotace.</i>	49
Tabulka 17:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce - vnitřní rotace a flexe – addukce – zevní rotace.</i>	50
Tabulka 18:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na zádech bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce - zevní rotace.</i>	51
Tabulka 19:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na boku s oporou chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce - zevní rotace.</i>	51
Tabulka 20:	<i>Porovnání mediánů násobků aktivační hodnoty u měřených svalů v poloze leh na boku bez opory chodidla při použití vzorce PNF flexe – abdukce – vnitřní rotace a flexe – addukce - zevní rotace.</i>	52
Tabulka 21:	<i>Průměry a mediány experimentálního souboru</i>	56
Tabulka 22:	<i>Mediány hodnot naměřené u probandů experimentálního souboru s vyznačenými minimy a maximy.</i>	59
Tabulka 23:	<i>Průměry naměřených dat v poloze na zádech s oporou chodidla.....</i>	85
Tabulka 24:	<i>Průměry naměřených dat v poloze na zádech bez opory chodidla.....</i>	86
Tabulka 25:	<i>Průměry naměřených dat v poloze na boku s oporou chodidla.....</i>	87
Tabulka 26:	<i>Průměry naměřených dat v poloze na boku bez opory chodidla</i>	88

Seznam příloh

Příloha 1: <i>Informovaný souhlas</i>	82
Příloha 2: <i>Formulář pro kontrolní soubor</i>	83
Příloha 3: <i>Formulář pro experimentální soubor</i>	84
Příloha 4: <i>Naměřená data probandů</i>	85

PŘÍLOHY

Příloha 1: *Informovaný souhlas*



UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Etická komise

Tř. Svobody 8, 771 11 Olomouc

Tel./fax: +420 585 632 858, E-mail: lenka.stloukalova@upol.cz

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Název studie: SEMG objektivizace indirektivních přístupů v PNF

Jméno:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Souhlasím s nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace k získání údajů nutných pro diplomovou práci, za podmínek dodržení pravidel ochrany osobních údajů.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Datum:

Příloha 2: *Formulář pro kontrolní soubor*

Měřená DK:

**Formulář k měření SEMG objektivizace indirektivních přístupů
v PNF
Kontrolní skupina**

Datum měření:

Jméno pacienta:

Váha:

Ročník:

Výška:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Pacient hospitalizován pro:

Úrazy DKK:

Úrazy a operace:

Pohybová aktivita:

Příloha 3: Formulář pro experimentální soubor

Měřená DK:

**Formulář k měření SEMG objektivizace indirektivních přístupů
v PNF**

Datum měření:

Jméno pacienta:

Váha:

Ročník:

Výška:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Úrazy a operace:

Jiné úrazy DKK:

Pohybová aktivita:

Datum operace:

Operační pracoviště:

Operační přístup:

Typ náhrady:

Indikace k operaci:

Vrozené vady kyčelního kloubu:

Bolest před operací:

Bolest dnes:

Otok:

Jizva:

Stehy vyndány dne:

Pomůcky pro lokomoci:

Příloha 4: Naměřená data probandů

Tabulka 23: Průměry naměřených dat v poloze na zádech s oporou chodidla

Kontrolní soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	9,87	12,43	4,68	3,31	3,76	37,05	3,35	4,29	4,70	12,63	7,03	5,36	5,15	42,97	10,05	8,79	
2	10,72	13,83	3,94	3,70	5,87	29,29	29,58	34,63	2,23	2,57	4,76	4,17	6,52	36,09	2,83	3,09	
3	9,29	12,94	5,46	6,50	7,75	38,18	10,13	9,33	3,09	2,70	11,16	11,52	14,71	39,27	33,95	14,76	
4	11,74	3,43	13,97	5,95	11,79	59,77	33,96	25,08	3,96	2,65	3,47	4,04	5,98	44,28	39,20	4,78	
5	2,28	2,22	3,17	2,53	2,44	1,69	5,68	0,57	2,95	2,58	4,24	4,25	2,63	1,74	5,85	1,18	
6	5,96	1,99	2,61	3,64	5,68	4,52	4,10	2,34	6,64	2,29	5,15	5,22	8,86	33,71	2,99	4,73	
7	3,95	3,78	6,87	6,27	5,78	17,86	2,10	3,19	4,02	3,38	11,38	10,57	7,64	9,74	4,34	12,30	
8	9,09	3,77	2,20	2,14	3,60	43,47	21,77	6,55	4,30	6,51	18,12	14,99	24,31	77,68	4,43	8,85	
9	3,01	1,31	5,49	4,11	4,94	13,86	18,55	1,61	2,07	1,52	6,42	5,08	5,68	18,42	2,22	1,34	
10	10,10	8,92	5,41	3,70	6,43	25,03	15,50	2,61	3,18	3,17	5,43	5,28	6,22	18,37	20,49	4,16	
11	12,95	6,23	9,35	7,25	10,62	43,19	14,10	5,70	8,25	4,26	6,34	8,26	9,68	3,33	14,69	3,98	
12	5,73	4,96	3,23	3,15	5,34	10,54	5,66	1,15	6,95	4,83	7,22	5,49	6,91	46,44	1,42	1,72	
13	3,49	3,51	11,49	4,81	26,02	12,40	28,37	2,97	2,82	2,70	4,08	8,52	3,81	5,29	28,48	2,98	
14	9,15	10,23	7,02	6,51	9,16	24,01	1,43	10,80	3,50	1,85	5,44	2,71	5,85	57,61	1,98	23,62	
Experimentální soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
15	5,82	2,19	3,73	4,51	4,12	3,04	6,72	3,63	4,34	2,32	3,05	3,21	3,42	58,54	4,34	6,70	
16	8,20	21,71	8,48	3,43	12,09	57,70	1,72	2,46	1,62	1,82	2,66	1,50	1,97	24,77	2,21	8,48	
17	6,22	4,75	4,47	3,56	5,84	17,43	9,75	8,00	1,78	2,68	3,13	5,98	5,31	11,10	3,33	4,77	
18	6,31	20,25	8,96	4,91	12,25	23,03	12,85	13,39	5,06	8,03	18,33	8,16	21,11	32,72	5,76	6,92	
19	3,70	20,83	5,67	4,63	3,87	8,23	11,06	7,16	4,03	4,00	5,67	4,80	3,66	5,67	8,58	5,80	
20	2,78	4,32	2,38	1,44	1,62	10,47	4,89	1,65	6,37	3,18	5,42	3,55	2,24	3,69	5,97	2,51	
21	12,69	11,97	9,72	4,92	11,20	34,11	6,16	4,79	4,17	5,78	4,17	3,62	4,80	43,82	4,77	2,49	
22	10,84	3,88	13,77	6,76	6,94	9,27	6,00	4,32	2,89	2,27	9,45	3,88	4,16	5,33	6,09	5,32	
23	12,43	7,31	22,44	14,28	24,09	33,62	6,86	8,06	5,91	2,76	7,24	5,18	4,68	37,13	6,81	12,62	
24	56,16	25,78	51,40	7,10	14,13	85,16	5,60	4,77	51,13	34,16	70,65	10,51	29,55	131,59	13,84	23,07	
25	27,72	29,05	8,20	4,76	8,93	29,69	15,50	4,24	6,61	18,19	5,92	2,71	5,40	74,86	9,16	5,31	
26	3,29	2,91	1,41	2,16	3,69	2,16	5,25	4,54	2,55	1,99	2,83	3,21	4,03	1,53	3,16	3,40	
27	5,78	5,08	13,66	6,43	6,79	38,60	7,64	7,36	3,61	6,18	22,19	9,56	10,06	62,10	4,75	4,06	
28	5,63	11,69	4,88	3,35	7,43	36,35	13,11	11,30	2,81	13,05	4,18	7,30	6,80	12,65	10,87	9,70	
29	9,45	12,12	5,81	4,91	8,29	27,69	8,67	12,95	4,96	5,12	4,81	4,53	2,37	12,74	2,79	5,31	
Aktivační hodnoty																	
	Kontrolní soubor								Experimentální soubor								
	GME	GM A	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	1,34	0,78	0,76	0,57	0,51	9,52	0,91	1,42	15	0,97	0,93	4,30	4,61	3,61	1,58	2,56	3,12
2	0,69	0,46	0,68	1,02	3,96	1,06	6,03	0,85	16	1,80	1,27	2,05	1,42	1,25	1,28	1,28	1,45
3	1,01	0,73	0,71	1,05	0,79	1,24	1,66	1,96	17	1,27	0,89	0,94	1,65	1,20	1,69	2,56	1,87
4	3,29	1,12	2,95	1,91	6,77	1,37	0,69	0,65	18	0,85	2,23	3,27	1,27	2,44	0,92	1,09	0,55
5	0,85	0,64	0,44	0,58	0,51	0,43	0,52	0,41	19	1,20	0,64	2,03	2,88	1,86	0,92	2,19	1,72
6	0,74	0,67	0,68	0,70	1,92	0,52	6,42	0,81	20	0,86	0,67	0,73	0,75	0,78	1,39	4,04	1,37
7	1,38	2,27	1,90	1,66	1,75	2,11	3,72	4,98	21	0,78	0,82	0,52	0,69	0,83	4,95	3,38	0,69
8	0,79	0,61	1,01	1,41	0,62	0,76	0,69	0,61	22	2,83	0,63	1,07	0,80	0,54	0,68	2,17	0,64
9	0,79	0,61	1,01	1,41	0,62	0,76	0,69	0,61	23	1,19	0,90	1,98	1,98	1,15	1,23	0,77	1,43
10	0,77	0,91	1,60	1,56	2,50	3,26	26,1	2,22	24	4,28	0,94	1,40	1,23	1,45	1,54	1,25	1,90
11	1,70	1,19	0,73	0,71	1,35	0,84	0,93	1,22	25	2,25	0,67	1,78	1,03	0,58	0,88	6,42	1,10
12	0,79	0,97	0,90	1,00	0,71	0,78	4,80	1,25	26	0,77	1,07	0,57	0,92	0,44	0,76	0,67	0,72
13	1,01	0,91	0,73	0,45	0,89	0,71	9,26	1,66	27	1,09	1,02	1,29	0,98	0,75	0,96	1,62	1,79
14	1,21	1,14	1,16	1,26	1,21	1,66	1,05	1,49	28	1,45	4,79	10,33	6,64	24,34	6,54	41,02	12,57
									29	0,92	1,38	1,15	1,71	0,72	1,16	0,81	0,74

Legenda k tabulce č. 23: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis.

Tabulka 24: Průměry naměřených dat v poloze na zádech bez opory chodidla

Kontrolní soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	5,42	14,43	5,80	4,48	6,01	37,01	1,44	3,28	4,52	15,39	9,14	7,39	8,70	39,54	8,04	2,87	
2	12,1	16,27	4,47	3,26	4,64	31,34	30,16	41,35	3,27	7,23	4,67	3,61	5,34	45,83	23,70	2,82	
3	8,04	10,40	4,60	4,89	6,47	27,62	32,15	12,48	6,83	12,00	6,71	6,66	8,88	55,86	51,87	8,34	
4	15,4	3,10	5,17	5,75	12,50	58,14	57,57	34,55	3,40	6,72	4,77	4,57	5,81	72,99	4,20	18,20	
5	3,66	2,89	3,55	3,13	2,15	14,47	0,61	0,83	2,90	2,98	4,67	4,15	3,11	60,66	0,67	1,27	
6	9,17	2,53	3,60	3,20	5,61	21,67	12,65	2,90	5,36	2,91	4,93	4,64	6,98	49,05	9,01	1,31	
7	7,96	5,01	12,67	7,87	8,33	42,01	55,58	26,33	4,14	6,31	9,41	6,01	5,52	39,15	11,39	5,25	
8	13,2	18,18	3,95	3,15	6,94	68,03	23,15	9,40	8,44	23,23	6,88	4,79	9,60	96,76	13,16	3,32	
9	4,82	1,53	4,41	3,75	3,58	22,09	3,80	1,44	2,40	2,05	7,66	4,98	6,28	29,84	1,18	0,84	
10	14,6	12,71	13,42	8,15	13,87	47,17	43,13	16,91	5,70	4,69	15,81	9,00	16,43	44,38	24,15	15,52	
11	10,3	5,17	4,67	4,33	3,98	43,54	6,75	9,55	5,88	4,24	9,50	12,24	15,32	48,83	2,19	3,93	
12	9,15	10,42	4,76	5,64	6,27	8,65	1,45	2,96	9,84	8,13	9,33	8,32	9,81	66,93	1,26	1,88	
13	7,52	4,75	7,91	3,36	16,14	19,56	3,99	11,41	3,86	3,05	7,21	17,56	5,38	7,66	16,63	2,05	
14	9,71	8,76	4,51	3,84	7,88	73,25	19,25	2,42	3,71	2,50	2,60	2,20	4,32	78,87	21,03	2,59	
Experimentální soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
15	5,8	3,34	2,40	2,94	2,65	3,70	6,51	6,37	3,65	4,26	3,33	3,28	3,14	81,95	3,94	3,86	
16	11,8	30,77	6,31	2,61	4,78	56,95	2,60	1,93	1,53	1,67	4,26	1,91	3,89	2,31	16,35	1,18	
17	5,9	4,75	4,44	5,66	5,40	17,25	9,47	7,86	2,08	3,38	2,96	3,82	3,93	27,81	2,70	1,51	
18	5,2	13,56	5,60	3,25	4,48	29,28	63,54	53,36	5,43	8,69	7,75	4,84	6,22	36,97	39,11	4,38	
19	3,7	13,07	9,45	6,13	4,97	10,54	18,18	11,29	5,78	19,30	4,69	5,94	4,66	12,80	12,51	6,42	
20	3,1	4,38	2,46	1,40	2,29	17,08	4,76	4,03	3,19	3,32	3,96	2,05	2,81	5,59	3,14	1,67	
21	12,6	3,34	8,07	5,31	9,59	26,32	11,36	8,08	5,15	4,54	4,25	3,55	4,53	40,12	7,21	3,36	
22	9,3	5,77	4,20	2,90	3,20	35,06	6,95	4,80	5,47	3,60	4,10	2,14	2,19	15,93	8,34	4,01	
23	10,7	4,25	6,72	4,74	6,81	27,27	8,74	8,11	6,96	3,32	6,65	4,65	7,39	64,77	8,14	7,63	
24	76,1	25,92	84,88	13,88	36,71	89,28	73,20	11,97	48,27	46,93	63,10	10,07	22,41	134,80	78,54	9,24	
25	25,5	36,93	3,47	1,96	4,31	26,13	21,24	10,56	11,60	22,50	5,79	2,62	4,85	87,21	13,30	2,86	
26	3,8	2,93	1,56	1,50	2,04	1,68	4,05	4,48	2,81	2,15	1,70	1,91	2,67	14,44	3,43	1,33	
27	6,7	6,13	21,80	9,09	8,82	48,23	34,18	25,71	5,84	19,48	6,16	6,43	5,83	75,73	32,35	8,44	
28	10,1	17,07	8,57	4,90	8,97	41,52	33,40	42,12	2,88	15,23	5,08	4,00	7,39	42,32	14,71	5,50	
29	10,7	14,02	6,35	5,54	6,15	27,11	12,77	8,80	6,53	6,45	4,53	4,14	2,79	33,85	12,92	3,17	
Aktivační hodnoty																	
	Kontrolní soubor								Experimentální soubor								
	GM																
	GME	A	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	1,68	3,13	2,46	2,09	1,98	13,17	1,26	5,14	15	1,85	1,43	2,36	2,62	3,27	2,86	2,14	3,00
2	0,71	0,60	0,95	1,31	0,69	0,81	1,34	0,64	16	1,13	0,87	0,90	1,15	0,96	0,93	1,47	0,85
3	0,87	0,62	0,83	1,18	0,79	0,65	0,70	0,70	17	1,22	0,87	1,15	3,18	1,25	3,81	1,11	1,67
4	0,85	0,81	0,95	0,82	0,58	0,94	3,08	2,56	18	1,08	3,15	1,08	0,73	0,75	0,66	1,50	0,77
5	1,02	0,72	1,06	1,63	0,91	0,54	0,49	0,52	19	0,90	0,64	1,00	1,31	2,03	1,07	3,06	2,25
6	1,06	1,04	0,69	0,93	0,79	0,60	0,90	0,80	20	1,30	0,68	0,83	0,92	0,73	1,03	3,18	0,84
7	1,12	3,49	1,49	1,35	1,27	1,03	1,44	1,16	21	0,73	0,84	0,58	1,33	0,78	1,01	1,21	0,87
8	0,73	0,69	0,94	1,39	0,67	0,75	0,56	0,62	22	1,25	0,60	0,78	1,17	0,66	1,16	1,69	0,84
9	1,50	1,13	1,15	0,97	1,36	2,34	4,17	2,72	23	2,15	0,89	2,27	2,18	2,20	1,24	2,65	2,62
10	0,91	1,57	1,38	1,32	1,55	2,39	12,52	2,97	24	6,50	0,84	2,87	0,68	1,07	0,79	1,26	1,23
11	1,96	1,12	1,09	1,46	1,11	1,25	1,14	1,56	25	1,45	0,49	1,23	0,83	0,64	0,65	3,06	0,73
12	0,76	0,81	1,09	1,04	0,79	0,78	2,25	1,49	26	0,56	1,13	0,74	0,94	0,45	0,62	0,55	0,49
13	1,12	1,11	0,95	0,82	0,94	1,05	0,91	0,86	27	0,82	1,14	1,75	0,97	0,69	1,04	2,22	2,17
14	0,67	0,53	0,73	0,52	0,64	1,05	0,53	0,90	28	1,36	6,76	12,08	7,54	19,56	5,52	43,91	6,99
									29	0,94	0,92	1,28	2,01	0,83	1,33	1,37	2,21

Legenda k tabulce č. 24: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis.

Tabulka 25: Průměry naměřených dat v poloze na boku s oporou chodidla

Kontrolní soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	4,59	3,26	2,92	2,41	2,31	22,59	2,49	2,29	5,09	13,82	8,33	12,24	7,91	7,19	3,85	3,91	
2	8,76	12,07	6,05	4,41	6,47	40,23	3,41	4,91	6,51	5,94	6,48	12,58	9,00	36,28	12,49	3,11	
3	13,05	13,47	5,98	6,67	7,28	57,07	22,64	16,28	3,14	6,43	9,25	11,06	14,31	38,98	26,66	16,72	
4	16,70	7,78	2,48	2,60	4,84	40,94	21,16	23,87	6,26	12,91	14,64	10,34	22,01	54,37	18,19	34,85	
5	3,61	2,90	2,08	1,56	1,02	7,66	18,75	1,31	4,59	4,31	8,76	12,04	5,24	25,93	28,35	2,44	
6	8,93	4,74	3,88	3,30	5,06	42,89	5,07	8,69	8,35	7,01	10,07	14,63	23,04	22,54	4,23	4,61	
7	2,59	6,34	5,70	4,69	4,71	43,88	15,73	4,32	4,89	5,29	12,19	11,41	9,89	36,67	3,01	4,42	
8	9,17	25,62	5,09	3,71	6,48	69,65	18,67	2,95	4,43	4,93	26,15	31,10	36,73	50,95	21,05	4,85	
9	2,67	1,21	2,08	5,87	2,16	1,47	16,55	0,86	2,31	1,57	10,54	7,44	8,56	9,04	0,85	0,65	
10	42,23	37,20	14,74	13,86	19,64	66,73	50,75	13,62	4,69	8,48	20,51	18,21	27,50	41,32	14,80	7,25	
11	10,65	3,47	4,38	4,59	4,10	36,36	4,15	4,28	10,20	10,48	10,64	11,31	20,49	12,25	7,65	2,38	
12	9,08	14,38	4,32	3,97	4,61	33,29	1,49	4,64	7,27	12,37	7,85	14,59	8,14	28,64	1,54	1,45	
13	4,59	4,76	6,16	2,79	10,03	64,56	33,84	17,29	3,21	4,08	23,95	18,48	39,56	58,61	49,28	5,53	
14	7,58	10,21	4,44	4,70	7,65	88,05	2,34	14,62	3,01	6,35	10,10	8,14	9,06	51,32	2,77	19,31	
Experimentální soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
15	6,05	2,79	4,89	4,93	6,59	28,15	3,52	2,83	2,66	4,52	14,88	10,13	14,10	45,99	11,26	3,52	
16	14,84	40,38	13,51	6,76	19,70	133,39	3,29	13,48	2,63	4,84	19,84	8,43	23,80	71,64	1,30	3,80	
17	4,49	8,53	2,31	3,58	3,71	30,50	3,39	5,05	1,74	4,27	6,60	9,55	15,14	14,21	7,70	1,55	
18	6,29	34,12	6,77	4,55	6,90	38,30	2,97	3,73	5,00	26,72	29,49	10,49	30,12	43,50	14,94	1,88	
19	3,56	39,95	5,90	6,15	6,04	13,94	12,01	7,00	5,58	28,04	8,18	8,36	6,61	8,72	12,21	7,32	
20	5,09	4,41	2,29	2,36	2,38	10,87	1,75	0,98	3,15	4,74	3,01	3,57	2,36	5,56	10,12	2,29	
21	6,87	11,31	3,88	3,47	3,85	24,16	6,32	2,13	3,56	9,45	7,63	5,43	10,44	11,59	3,00	2,28	
22	6,75	8,14	5,80	11,55	7,86	41,56	7,91	2,56	2,38	7,21	12,82	4,61	5,69	17,87	6,09	4,26	
23	7,80	10,93	12,58	6,41	12,03	79,49	12,11	11,22	3,43	4,73	21,58	18,18	18,98	52,48	7,58	1,86	
24	39,59	24,65	27,62	6,42	12,38	108,46	18,27	13,56	30,83	20,21	37,15	12,25	31,42	63,36	88,66	14,68	
25	12,49	23,83	4,38	1,96	3,50	50,51	13,09	2,42	4,62	36,69	10,80	5,94	7,71	37,93	8,71	1,17	
26	2,24	4,48	1,50	1,94	3,49	6,85	1,49	2,61	3,05	4,48	4,56	5,67	15,09	10,59	2,32	1,33	
27	7,17	16,90	4,29	4,41	2,99	66,21	4,26	12,59	3,46	12,15	18,59	11,47	10,27	69,07	18,44	5,09	
28	1,34	6,62	6,14	2,25	14,72	29,70	17,48	17,12	1,46	8,50	7,46	6,07	14,39	13,17	42,19	5,64	
29	5,28	10,84	2,36	1,84	2,61	23,06	1,49	5,72	3,39	8,36	4,60	6,95	6,63	3,43	2,26	2,69	
Aktivační hodnoty																	
	bok opora								bok opora								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	3,85	1,38	1,11	1,17	1,13	0,93	25,55	2,67	15	1,08	0,95	2,33	4,51	3,47	0,99	0,68	2,06
2	1,51	1,81	0,77	1,00	1,28	1,14	7,65	1,10	16	1,73	1,30	1,36	1,52	1,31	1,07	27,36	1,62
3	0,84	0,79	1,42	1,63	2,37	1,53	2,41	0,67	17	1,31	0,84	1,44	2,33	3,40	0,80	0,71	1,05
4	2,15	1,93	0,88	1,64	4,12	3,03	1,64	4,58	18	1,22	1,44	1,40	0,95	0,91	0,90	1,26	0,55
5	0,93	0,71	1,66	1,71	2,89	0,68	28,04	1,85	19	1,25	2,30	1,28	2,37	1,20	0,76	3,77	1,55
6	1,63	1,13	0,89	1,14	1,42	1,94	0,73	1,01	20	1,05	0,72	0,81	0,68	1,09	0,75	3,84	0,68
7	1,07	1,80	3,78	6,00	3,89	1,72	19,35	3,97	21	0,78	0,80	0,68	0,62	0,64	2,76	0,85	0,79
8	1,01	1,20	0,75	1,08	0,54	0,85	4,35	1,08	22	2,09	0,93	1,04	12,55	2,82	0,78	16,78	2,11
9	2,43	0,91	1,85	3,99	1,74	0,89	3,55	0,85	23	1,57	1,11	1,15	1,79	1,57	2,66	3,35	1,14
10	1,29	1,98	3,36	4,10	6,80	1,68	22,24	1,80	24	5,47	1,45	1,46	1,57	1,68	1,31	1,86	1,40
11	0,95	1,11	1,14	1,46	1,30	0,98	0,97	1,11	25	1,07	0,72	0,37	0,38	0,43	2,17	5,76	0,94
12	1,55	1,53	2,43	2,58	3,13	0,94	2,77	1,22	26	0,62	1,18	1,06	1,22	2,35	0,82	0,78	0,99
13	2,34	2,83	2,79	3,27	8,83	8,64	36,94	2,94	27	1,00	2,66	1,60	1,64	1,24	1,70	1,90	1,36
14	0,61	0,65	0,81	0,53	0,43	0,72	0,68	0,64	28	2,56	15,56	6,65	2,46	26,13	2,80	32,71	14,59
									29	0,83	1,25	0,54	0,54	0,73	1,06	0,69	0,67

Legenda k tabulce č. 25: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, GL – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis.

Tabulka 26: Průměry naměřených dat v poloze na boku bez opory chodidla

Kontrolní soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	4,3	13,51	5,53	6,73	3,63	18,16	4,44	0,82	4,23	13,38	8,92	14,05	7,43	14,22	2,77	1,60	
2	6,9	11,32	7,36	5,59	8,09	41,02	6,17	4,98	4,14	7,59	7,18	7,68	9,28	24,64	9,40	9,53	
3	8,1	8,75	4,67	6,15	5,26	27,43	8,63	4,70	6,16	8,33	12,08	13,79	17,34	54,08	39,07	21,01	
4	6,6	11,71	6,23	6,04	13,02	68,13	10,35	6,11	8,08	13,30	14,37	10,13	13,30	49,92	7,80	7,29	
5	1,9	2,52	4,49	4,60	2,40	32,13	1,50	0,88	6,00	5,54	11,28	14,22	7,18	19,98	3,16	2,10	
6	8,8	14,66	6,33	7,30	8,16	47,11	6,78	3,86	7,38	5,65	16,25	15,19	45,12	25,60	13,99	4,51	
7	5,2	7,28	12,57	9,95	9,27	57,36	6,86	4,95	5,79	6,05	16,46	13,51	12,02	31,58	5,34	4,10	
8	10,9	29,67	9,30	8,40	10,70	81,55	26,67	2,76	5,73	12,40	20,90	27,26	34,37	36,40	23,14	5,57	
9	1,9	1,15	3,52	6,63	2,76	5,88	1,02	0,94	2,56	1,61	5,75	5,12	4,64	10,07	0,74	0,62	
10	15,1	26,22	12,60	9,18	9,71	50,03	17,41	6,11	4,56	10,99	21,77	15,91	18,73	50,34	25,05	5,57	
11	11,4	16,37	9,65	9,42	12,46	81,06	5,03	4,29	12,67	14,50	14,60	15,23	39,12	29,66	2,54	3,36	
12	6,9	16,00	5,91	6,45	5,92	37,47	1,06	0,78	6,71	7,93	5,71	7,08	5,49	13,73	0,92	0,78	
13	2,7	3,58	5,38	2,31	5,31	57,47	22,01	19,00	3,99	3,79	27,28	21,94	44,92	54,62	23,88	18,37	
14	5,8	9,97	5,69	5,59	9,99	93,68	1,14	2,48	1,80	6,52	3,46	3,43	3,24	40,61	1,06	8,11	
Experimentální soubor																	
	flexe - abdukce - vnitřní rotace								flexe - addukce - zevní rotace								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
15	6,11	2,92	2,34	2,25	2,61	13,88	4,31	2,47	3,06	8,71	22,00	17,52	22,64	59,54	3,24	3,42	
16	9,84	27,70	10,11	5,55	15,23	91,42	1,06	1,53	2,34	4,67	5,65	3,28	9,21	49,92	1,48	1,70	
17	1,54	4,11	1,75	2,42	2,49	22,53	3,14	2,34	1,72	3,39	4,66	7,12	13,27	10,18	1,19	1,04	
18	6,64	32,06	9,84	4,73	12,09	39,17	13,13	2,68	4,14	27,63	28,73	10,93	30,49	46,77	15,76	2,67	
19	4,30	43,17	8,38	6,48	6,73	15,47	13,29	6,66	4,44	30,08	9,41	8,60	6,97	11,09	12,06	5,25	
20	1,81	3,75	1,81	1,34	1,43	11,53	1,46	0,80	3,16	5,10	2,72	3,09	1,49	6,29	1,85	1,70	
21	4,64	9,08	3,59	3,69	4,76	22,92	3,09	1,44	2,66	6,70	13,28	7,87	19,19	19,90	2,62	1,64	
22	3,44	8,51	5,94	4,19	7,40	51,05	5,04	1,30	4,14	11,56	23,35	7,24	10,78	18,64	4,81	1,75	
23	7,10	10,92	8,86	6,49	6,38	78,89	13,57	6,68	4,28	5,41	19,38	16,74	15,62	40,63	5,37	4,05	
24	35,11	26,16	52,22	10,13	27,96	91,81	60,85	6,97	28,84	23,90	20,09	4,93	9,89	45,34	64,61	7,84	
25	15,54	23,66	5,00	1,97	3,47	50,25	3,43	4,62	5,11	44,24	10,28	5,79	8,44	37,22	2,10	0,87	
26	2,34	3,71	1,41	1,59	1,98	12,16	1,96	2,41	2,93	6,19	3,77	5,16	13,01	19,30	1,25	1,20	
27	6,04	17,80	6,08	5,48	3,81	73,63	12,90	14,96	5,11	25,09	29,26	16,69	16,24	105,48	44,08	15,77	
28	1,24	5,99	7,11	2,00	14,76	21,14	17,80	9,23	1,44	3,32	3,88	3,22	13,56	4,31	11,18	5,68	
29	2,64	5,12	3,06	2,64	3,41	21,99	7,50	2,11	3,78	8,34	4,13	5,59	3,52	4,59	6,60	2,46	
Aktivační hodnoty																	
	Kontrolní soubor								Experimentální soubor								
	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	GME	GMA	VM	RF	VL	BF	TA	LG	
1	1,37	3,58	0,74	0,56	0,56	1,07	4,68	1,07	15	1,18	1,35	1,63	2,44	1,69	1,23	2,20	2,05
2	0,88	0,75	0,63	0,64	0,60	0,63	1,02	0,79	16	1,22	0,98	1,03	1,05	0,98	0,68	1,08	1,31
3	1,02	1,47	1,40	1,56	1,94	1,66	1,90	0,71	17	1,04	0,76	0,53	0,58	0,57	0,86	0,85	0,90
4	0,71	0,68	0,89	0,76	0,53	1,18	4,30	0,77	18	1,44	3,17	0,80	0,65	0,99	0,86	0,91	1,30
5	1,05	0,75	0,50	0,75	1,81	1,21	0,99	0,97	19	1,53	4,05	1,38	0,95	0,87	0,70	3,56	1,96
6	0,79	0,79	0,60	0,73	0,63	0,65	0,96	0,66	20	0,68	0,65	0,62	0,76	0,77	1,05	3,75	0,71
7	1,82	2,19	2,50	2,21	2,74	2,02	3,94	2,47	21	1,01	0,76	0,88	0,89	0,95	3,62	0,89	0,79
8	0,78	1,02	0,65	1,14	0,49	0,79	0,72	0,82	22	1,05	0,79	0,99	0,92	1,04	0,81	2,62	1,07
9	0,96	0,87	0,98	0,98	0,86	2,76	3,75	0,83	23	3,56	1,21	1,96	2,33	1,50	1,95	1,33	1,47
10	1,03	1,46	1,34	1,00	1,59	1,37	1,34	1,01	24	4,59	1,33	0,87	1,81	1,17	1,44	1,61	1,33
11	0,89	1,13	0,88	1,10	1,01	0,77	0,87	0,86	25	1,07	0,59	0,38	0,37	0,45	0,48	0,85	0,54
12	0,93	1,20	0,82	1,09	0,91	1,09	3,31	0,91	26	0,54	1,10	0,67	0,75	0,62	0,53	0,53	0,50
13	1,20	1,39	1,13	0,81	1,14	0,95	2,47	1,32	27	1,17	0,93	0,81	1,20	0,76	1,02	1,64	1,46
14	0,66	0,63	0,89	0,50	0,43	0,61	0,62	0,72	28	2,67	15,15	5,50	2,59	28,83	5,79	36,75	14,25
									29	0,63	0,69	0,52	0,42	0,69	0,94	2,11	1,13

Legenda k tabulce č. 26: GME – m. gluteus medius, GMA – m. gluteus maximus, VM - m. quadriceps femoris, pars vastus medialis RF – m. quadriceps femoris, rectus femoris, VL – m. quadriceps femoris, pars vastus lateralis, BF – m. biceps femoris, TA – m. tibialis anterior, LG – m. ticeps surae, gastrocnemius lateralis.